Aus dem Institut für Arbeitsphysiologie und Rehabilitationsforschung (Direktor: Prof. Dr. med. G. Hildebrandt)

Untersuchungen über die Bedeutung der Koordination von Herzrhythmus und arterieller Grundschwingung an Gesunden und jugendlichen Hypertonikern.

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
in der gesamten Medizin
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Philipps-Universität Marburg/Lahn

Vorgelegt von
Wolfgang Dupont
aus Küstrin

Marburg/Lahn 1969

E. Symon · Foto-Druck · 355 Marburg/L. · Friedrichsstr. 3

Aus dem Institut für Arbeitsphysiologie und Rehabilitationsforschung (Direktor: Prof. Dr. med. G. Hildebrandt)

Untersuchungen über die Bedeutung der Koordination von Herzrhythmus und arterieller Grundschwingung an Gesunden und jugendlichen Hypertonikern.

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
in der gesamten Medizin
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Philipps-Universität Marburg/Lahn

Vorgelegt von
Wolfgang Dupont
aus Küstrin

Marburg/Lahn 1969

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Angenommen von der Medizinischen Fakultät
der Universität Marburg am 17. 2. 69
gedruckt mit der Genehmigung der Fakultät
Dekan: Prof. Dr. med. W. Straub
Referent: Prof. Dr. med. G. Hildebrandt
Correferent: Prof. Dr. med. K. Golenhofen

Meinen Eltern zum Dank

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41534905_0028

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
I.	Einleitung	7
II.	Theoretische Grundlagen	9
	1. Wellenreflexion und Eigenschwingung in Schlauchmodellen	9
	2. Pulswellenreflexion und Grundschwingung im arteriellen System	13
	3. Mögliche Wechselwirkungen von Herzrhythmus und arterieller Grundschwingung	20
	a) Auswirkungen auf die arterielle Dynamik	20
	b) Rückwirkungen auf die Herzdynamik	22
	c) Bestehen regulative Mechanismen zur Ausnutzung des koordinativen Synergismus?	27
III.	Methodik	29
	1. Untersuchungsanordnung	29
	2. Auswertung und statistische Methodik	32
IV.	Ergebnisse	37
	1. Prüfung der Meßergebnisse an den theoretischen Forderungen (Befunde zur Theorie der arteriellen Grundschwingung)	37
	a) Grundschwingungsdauer und Pulswellenlaufzeit	37
	b) Dämpfung der Grundschwingung und dikrote Amplitude	40
	c) Grundschwingungsdauer und Körpergröße	42
	2. Der Quotient aus Pulsperiodendauer und Grundschwingungsdauer oder doppelter Laufzeit bei den Gesunden und Hypertonikern	42

3. Die Herz- und Kreislaufdynamik in Abhängigkeit vom Quotienten aus Pulsperiodendauer und arterieller Grundschwingungsdauer 43

V. Diskussion 51

VI. Zusammenfassung 58

VII. Literaturverzeichnis 60

I. EINLEITUNG

In jüngerer Zeit ist die Tatsache zunehmend beachtet worden, daß die verschiedenen rhythmischen Funktionen im Organismus einer mehr oder weniger strengen Abstimmung. d.h. Koordination ihrer Frequenz- und Phasenbeziehungen unterliegen. Unter praktischen Gesichtspunkten sind besonders die Frequenzbeziehungen bei den Rhythmen von Kreislauf und Atmung näher untersucht worden (PENAZ 1957, 1958; GOLENHOFEN u. HILDEBRANDT 1958, 1961; KOEPCHEN u. THURAU 1958; HILDEBRANDT 1960, 1961, 1963, 1966, 1967; HILDEBRANDT u. DAUMANN 1965 u. a.).

Im Jahre 1959 haben erstmals HILDEBRANDT u. Mitarb. (1959) aufgrund von Untersuchungen an Kurpatienten darauf hingewiesen, daß auch zwischen Herzrhythmus und arterieller Grundschwingung bevorzugt ganzzahlige Frequenzverhältnisse eingehalten werden und diese Abstimmung im Verlauf von Bäder- und Klimakuren intensiviert werden kann. In weiteren Untersuchungen an Gesunden und Hochleistungssportlern konnten GADERMANN u. Mitarb. (1961 a) bestätigen, daß der Quotient aus Pulsperiodendauer (T) und arterieller Grundschwingungsdauer (T_{art}) eine zweigipfelige Häufigkeitsverteilung mit einem Hauptmaximum bei 2,0 und einem meist nur schwach ausgeprägten Nebenmaximum bei 3,0 aufweist. Nach Ergebnissen von MILLAHN (1962) finden sich bei Jugendlichen (14- bis 19-Jährige) die gleichen Verhältnisse. Bei Trainierten ist die ganzzahlige Abstimmung deutlich strenger, wobei wegen der Trainingsbradycardie Quotienten im Bereich von 3 häufiger vorkommen (GADERMANN u. Mitarb. 1961 a; MILLAHN 1962). Neuere Untersuchungen von MILLAHN u. ECKERMANN (1966) zeigten, daß auch während Arbeitsbelastung vom Organismus ein ganzzahlig-harmonisches Verhältnis von Pulsperiodendauer und arterieller Grundschwingung eingestellt wird. KLEIN u. HILDEBRANDT (1967) konnten kürzlich durch Tageslängsschnittuntersuchungen zeigen, daß auch in Fällen, bei denen während des Tages die ganzzahlige Abstimmung fehlt, diese in den frühen Nachtstunden im Sinne einer sog. Normalisierung vorübergehend hergestellt wird.

Schon von HILDEBRANDT u. Mitarb. (1959) war im Rahmen umfassenderer Vorstellungen über die Bedeutung rhythmischer Koordination (HILDEBRANDT 1958, 1961, 1962, 1966, 1967) vermutet worden, daß eine ganzzahlige Frequenzabstimmung von Herzrhythmus und Eigenschwingung des arteriellen Systems für die Kreislauffunktion von ökonomischer Bedeutung sei. Eine wesentliche Stütze fand diese Ansicht durch den späteren Nachweis, daß bei Patienten mit funktionellen Kreislaufstörungen diese ganzzahlige Koordination weitgehend erloschen ist, während Herzfehlerkranke, so lange sie sich im Stadium guter Kreislaufkompensation befinden, gerade eine besonders strenge Ganzzahligkeit aufweisen (GADERMANN u .Mitarb. 1961 a). Bei Bluthochdruck nimmt die Häufigkeit ganzzahliger Abstimmungen nach Befunden von GRIEGER (1966, 1968) mit zunehmendem Schweregrad ab.

Als Grundlage des ökonomischen Effektes wird von allen bisherigen Untersuchern angenommen, daß bei einem ganzzahligen Frequenzverhältnis beide rhythmischen Vorgänge in Phase sind und daher der Blutauswurf aus dem Herzen immer phasengerecht bzw. synergistisch zur Grundschwingung des arteriellen Systems erfolgt (vgl. auch GADERMANN u. JUNGMANN 1964; GRIEGER 1966, 1968). Direkte Untersuchungen zum Nachweis einer ökonomischen Auswirkung dieser Abstimmung auf die Herz- und Kreislauffunktion sind aber bisher nicht unternommen worden.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es daher, die möglichen Auswirkungen unterschiedlicher Frequenz- bzw. Phasenbeziehungen von Herzrhythmus und arterieller Grundschwingung auf die Kreislauffunktion theoretisch abzugrenzen und durch Untersuchungen am Menschen zu prüfen, inwieweit solche Effekte direkt nachweisbar sind.

II. THEORETISCHE GRUNDLAGEN

1. Wellenreflexion und Eigenschwingung in Schlauchmodellen

Die Auswirkungen des systolischen Blutauswurfes, die Ausbreitung der pulsatorischen Druckwellen und die durch sie hervorgerufenen Eigenschwingungen im arteriellen System sind von so vielen verschiedenen Faktoren abhängig, daß ihre Analyse in situ große Schwierigkeiten bereitet. Es ist daher bereits im vorigen Jahrhundert versucht worden, die Dynamik des arteriellen Systems an einfachen Schlauchmodellen zu studieren (E.H. WEBER 1827; v.FREY 1892; v.KRIES 1892; O. FRANK 1899), speziell auch im Zusammenhang mit der Entwicklung der Windkesseltheorie (Lit.-Übersicht s. WEZLER 1938). In jüngerer Zeit sind von SCHMITT (1943) und besonders von KENNER u. WETTERER (1962 a und b) Modelluntersuchungen über Wellenreflexion und Resonanzbedingungen in elastischen Schläuchen durchgeführt worden, wobei z.T. auch elektrische Analogmodelle hinzugezogen wurden.

Abb. 1 zeigt Druckpulskurven, die von KENNER u. WETTERER (1962 a) am Anfang, in der Mitte und am Ende eines homogenen, wassergefüllten Schlauches unter einem dreieckförmigen Pumpenstoß aufgenommen wurden. Die Kurven geben Ausschnitte aus einem Versuchsablauf wieder, bei dem das zunächst offene Schlauchende (Abb. 1a) zunehmend verschlossen wurde, so daß der Reflexionfaktor kontinuierlich zunahm. Da die Kurven über derselben Zeitachse aufgetragen sind, läßt sich die Pulswelle in ihrem Verlauf verfolgen. Diese läuft mit konstanter Geschwindigkeit über den Schlauch hin und nach Reflexion am jetzt teilweise bzw. vollständig geschlossenen Schlauchende gleichfalls als positive Druckwelle zurück (Abb. 1b und c), wird am ebenfalls geschlossenen Schlauchanfang wiederum mit gleichem Vorzeichen zurückgeworfen und so fort. Es hat demnach sowohl am Schlauchende wie am -anfang positive Reflexion stattgefunden.

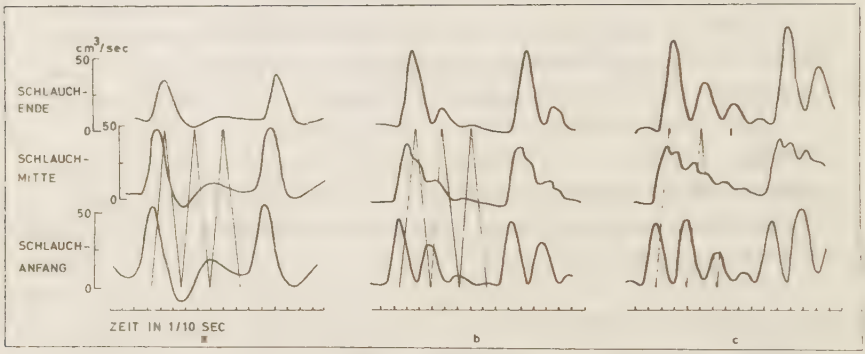


Abb. 1: Druckpulskurven aus einem Versuch von KENNER u. WETTERER (1962 a), registriert am Anfang, in der Mitte und am Ende eines wassergefüllten Schlauches.

a) Reflexion am offenen Schlauchende.
b) Reflexion am halbgeschlossenen Schlauchende.
c) Reflexion am vollständig geschlossenen Schlauch= ende.

Die dünnen Linien stellen den Verlauf der pendelnden Welle dar.

Das Ergebnis ist eine pendelnde Welle, die bei ihrem zweiten Durchlauf in den Druckpulskurven eine positive achschwankung ("Dikrotus"), und je nach den Dämpfungsverhältnissen bei weiteren Durchläufen entsprechend weitere Nachschwankungen erzeugt. Dabei kennzeichnen die Gipfelabstände die Periodendauer der sog. Grundschwingung des Systems. Die Grundschwingung ist diejenige Eigenschwingung des Systems, die von allen im Schlauch auftretenden Wellen die niedrigste Frequenz hat.

Die Grundschwingungsdauer (t) ist unter diesen Bedingungen gleich der doppelten Laufzeit der Druckwelle (vgl. Abb. 1). Die Wellenlänge der Grundschwingung (λ) beträgt nach der Wellengleichung:

$$\lambda = c \cdot t , \qquad (1)$$

wobei c die Druckwellengeschwindigkeit darstellt, die sich aus der Schlauchlänge (l) und der einfachen Laufzeit (t/2) ergibt:

$$c = \frac{l \cdot 2}{t} \qquad (2)$$

Demnach ist die Wellenlänge (λ) gleich der doppelten Schlauchlänge, so daß der Schlauch - bei positiver Reflexion an beiden Enden - die halbe Wellenlänge seiner Grundschwingung enthält.

Bei der Reflexion entstehen durch Interferenz von rückläufigem Wellenteil mit dem noch rechtläufigen Anteil Druckmaxima und -minima, die lokal fixiert sind und somit stehenden Wellen entsprechen. Da bei stehenden Wellen der Abstand zweier aufeinander folgender Schwingungsknoten oder -bäuche stets gleich der halben Wellenlänge der interferierenden Wellen ist (vgl. WESTPHAL 1947), erzeugt die Grundschwingung bei positiver Reflexion an beiden Schlauchenden je einen Bauch, während nur ein Knoten in der Mitte des Schlauches entsteht (vgl. dazu v. RECKLINGHAUSEN 1940; WETTERER 1956). Da die Druckbäuche an beiden Schlauchenden sich als in der stehenden Welle benachbarte Bäuche stets gegenphasig verhalten, ist die Grundschwingung dem Pendeln eines Waagebalkens vergleichbar.

Selbstverständlich ist die Ausbildung der stehenden Welle von weiteren Eigenschaften des Systems abhängig. Im optimalen Falle muß die Dämpfung sehr klein sein und überdies an beiden Schlauchenden Totalreflexion stattfinden, da andernfalls zwischen recht- und rückläufigem Wellenteil eine Interferenz mit ungleichen Amplituden stattfindet, wobei auch der Knoten gestört wird (vgl. Abb. 2) - (vgl. WETTERER 1956).

In Abb. 1a sind Druckpulskurven aus einem Versuch von KENNER u. WETTERER (1962 a) zu einem Zeitpunkt wiedergegeben, in welchem das Schlauchende noch so weit offen ist, daß negative Reflexion stattfindet. Diese ist an der stark verminderten Druckhöhe am Schlauchende erkennbar, sowie daran, daß die Druckwelle als negative Welle zurückläuft. Bei ihrer Ankunft am verschlossenen Schlauchanfang wird sie infolge positiver Reflexion mit unverändertem Vorzeichen, d.h. als weiterhin negative Welle zurückgeworfen, am Schlauchende erneut negativ reflektiert, so daß sie erst nach zweimaligem Hin- und Herlaufen als positive Welle am Ausgangspunkt wieder erscheint.

Unter diesen Bedingungen befindet sich also ein Schwingungsknoten der stehenden Welle am offenen Schlauchende, ein Schwingungsbauch am geschlossenen Schlauchanfang. Die Grundschwingungsdauer beträgt das Vierfache der einfachen Laufzeit der Druckwelle und ist somit doppelt so lang wie beim beidseitig verschlossenen Schlauch. Gemäß Formel (1) und (2) enthält der endständig offene Schlauch nur 1/4 der Wellenlänge seiner Grundschwingung.

Die bisher geschilderten Verhältnisse treffen nur für ein homogenes Schlauchmodell zu, das mit den natürlichen Gegebenheiten im arteriellen System schwer vergleichbar ist. KENNER u. WETTERER (1962 a und b) haben daher in besserer Annäherung solche Modellversuche auch am inhomogenen, zweiteiligen Schlauch durchgeführt. Dazu kombinierten sie einen weitlumigen zentralen mit einem englumigen peripheren Schlauchstück.

Es ergaben sich im Verhalten dieses Systems nicht unwesentliche Abweichungen. Bei verschlossenem Schlauch hat die Grundschwingung im zweiteiligen Schlauchmodell zwar auch die Eigenschaften einer stehenden Welle mit gegenphasigen Druckbäuchen an beiden Schlauchenden und einem dazwischenliegenden Knoten, ihre Amplitude ist aber zentral niedriger als peripher. Weiterhin ist die Druckwellengeschwindigkeit im engeren peripheren Abschnitt größer als im weitlumigen zentralen, so daß der Druckknoten von der Schlauchmitte zentralwärts verlagert wird. Die Grundschwingungsdauer ist nicht wie am homogenen Schlauch gleich der doppelten Laufzeit, sondern um einen Faktor verlängert, der von den Zwischenreflexionsbedingungen an der Verbindungsstelle der beiden Schlauchteile abhängig ist.

Darüber hinaus fanden sich am inhomogenen Schlauchmodell zahlreiche weitere Möglichkeiten für Resonanzschwingungen, insbesondere war es auch möglich, bei negativer Reflexion am offenen Ende eine sog. ultralangsame Grundschwingung zu erzeugen, deren Periodendauer durch Erhöhung des Zwischenreflexionsfaktors beliebig verändert werden konnte.

2. Pulswellenreflexion und Grundschwingung im arteriellen System

O. FRANK (1905, 1930) hat als erster die Form des Arterienpulses auf die Mitwirkung stehender Wellen im arteriellen System zurückgeführt und theoretisch begründet, daß die von ihm so bezeichnete arterielle Grundschwingung die Eigenschwingung des Systems mit niedrigster Frequenz darstellt. In der Folgezeit ist vor allem die Frage nach den natürlichen Reflexionsbedingungen für die Pulswelle Gegenstand der Diskussion gewesen. Während FRANK (1905, 1930) ursprünglich angenommen hatte, daß das arterielle System einem an beiden Enden positiv reflektierenden Schlauch entspricht und somit eine halbe Wellenlänge ($\lambda/2$) der Grundschwingung enthält, haben später vor allem WEZLER u. BÖGER (1936, 1939) aufgrund ihrer Untersu-

chungen die Ansicht vertreten, daß das resonierende System bei distal negativer Reflexion nur ein Viertel der Wellenlänge ($\lambda/4$) enthält und sich nur über die großen Windkesselgefäße vom elastischen Typ erstreckt, so daß der Knoten im Bereich des Leistenbandes liegt. Zahlreiche neuere Befunde haben aber demgegenüber die ursprüngliche Theorie von FRANK (1905, 1930) bestätigen können, daß die effektive Wellenlänge der Grundschwingung $\lambda/2$ beträgt. Sowohl durch Absperrversuche in verschiedenen distalen Arterienabschnitten mit Kontrolle von Grundschwingungsdauer und Knotenverschiebung (HAMILTON u. DOW 1939; KAPAL u. Mitarb. 1951 b) als auch bei Prüfung der Beziehungen zwischen Pulswellenlaufzeit und Grundschwingungsdauer (SCHMITT 1943; KAPAL u. Mitarb. 1951 a) konnte übereinstimmend belegt werden, daß der periphere Reflexionsort beim Menschen im Bereich der Fußknöchel liegt, und das arterielle System bei doppelt positiver Reflexion $\lambda/2$ der Grundschwingung enthält.

Die periphere Reflexion der Pulswelle ist selbstverständlich nicht auf den Ort der arteriellen Endaufzweigungen beschränkt. Es ist allerdings bisher nicht endgültig entschieden, ob die Pulswelle auf ihrem Wege durch Aorta und große Arterien durch den anwachsenden Wellenwiderstand mehr einer stetigen, über größere Gefäßstrecken verteilten Reflexion unterliegt oder nur an einzelnen diskreten Zwischenreflexionsstellen (Gefäßabgängen) reflektiert wird (Lit.-Übersicht s. KENNER u. WETTERER 1962 a).

Im Gegensatz zu dem doppelt positiv reflektierenden System Aorta-Beinarterien sind die Seitenäste, wie BLEICHERT u. Mitarb. (1953) z.B. durch Absperrversuche an den Armen feststellten, nur als distal positiv, proximal an der Abgangsstelle aber negativ reflektierende Systeme anzusehen, die ein Viertel der Wellenlänge ihrer Eigenschwingung enthalten.

Schon die Tatsache, daß die Pulswellengeschwindigkeit in der Regel distal zunimmt (Lit.-Übersicht s. WEZLER u. BÖGER 1939),

weist darauf hin, daß das arterielle System beträchtliche Inhomogenitäten aufweist. Dementsprechend stimmten auch die von KENNER u. WETTERER (1962 a und b) am inhomogenen Schlauchmodell erzeugten Pulskurven wesentlich besser mit den natürlichen Pulsformen überein. Weiterhin haben blutige Druckmessungen im Arteriensystem ergeben, daß der Schwingungsknoten der stehenden Welle sich nicht in der Mitte zwischen den beiden Hauptreflexionsorten, sondern weiter zentral befindet (GAUER 1960), nach Messungen von GAUER (1936) am Menschen, die von SCHMITT (1943) ausgewertet wurden, 39 cm vom Herzen und ca. 7 - 10 cm oberhalb des Nabels in der Aorta. Schließlich läßt sich auch die theoretisch zu fordernde Zunahme der Pulsamplitude in der Peripherie sowie die Gegenphasigkeit der Grundschwingung in zentralen und peripheren Pulskurven bei direkter intraarterieller Messung mit Miniaturmanometern nachweisen (HAMILTON u. DOW 1939; GAUER 1960).

Beim Menschen gelingt es allerdings nur zum Teil, die mit unblutiger Methode verfügbaren Pulskurven mit Hilfe der Wellenmechanik zu deuten. Das gilt besonders für den zentralen Druckablauf, der an der Pulskurve der A. subclavia oder A. carotis nur unvollkommen erklärt werden kann.

In Abb. 2 ist der Versuch gemacht, am Beispiel verschiedener Pulskurven einer gesunden Versuchsperson den Einfluß der pendelnden Pulswelle auf den lokalen Druckverlauf darzustellen. Dabei ist zu beachten, daß die Meßorte unterschiedlichen Abstand voneinander haben und die Pulswellengeschwindigkeit im peripheren Abschnitt größer ist als im zentralen (vgl. WEZLER u. STANDL 1936). Absichtlich wurde ein Beispiel mit extrem langer Pulsperiodendauer ausgewählt, bei dem der lokale Druckverlauf auch über den Dikrotus hinaus zu verfolgen ist.

Wie ein Vergleich mit den Verhältnissem am Schlauchmodell (Abb. 1) ergibt, muß die Amplitude der Hauptwelle im Femoralis- und Fußpuls durch positive Reflexion überhöht sein, was hier infolge Fehlens einer absoluten Eichung nicht direkt

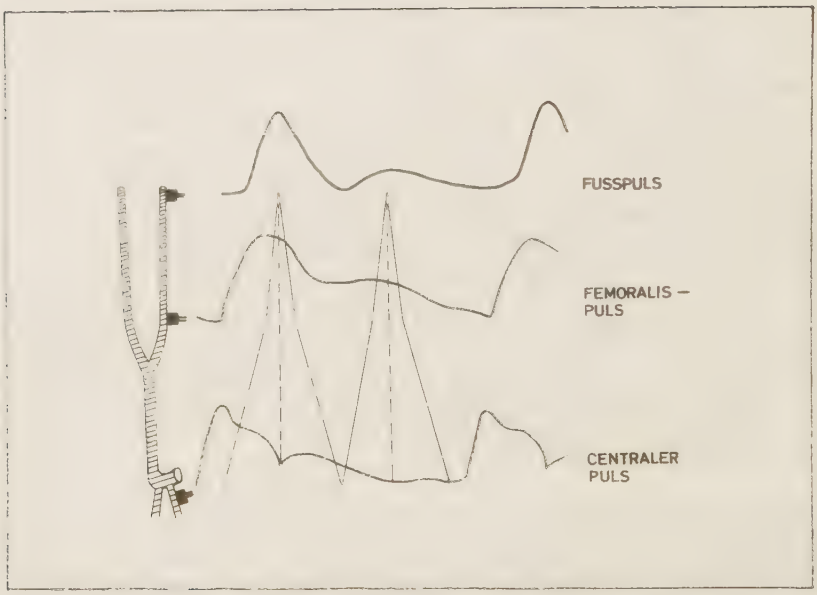


Abb. 2. Gleichzeitig registrierte Druckpulskurven der A. carotis (centraler Puls), der A. femoralis und einer A. dorsalis pedis am Menschen. Die dünnen, durchgezogenen Linien deuten das Pendeln der reflektierten Pulswelle, die gestrichelten Linien die Gegenphasigkeit an.

abgelesen werden kann. Der zweite Durchlauf der zentral wiederum positiv reflektierten Pulswelle erzeugt in den peripheren Pulskurven die dikrote Welle; eine schwach ausgeprägte dritte Welle zeigt, daß die pendelnde Welle noch ein drittes Mal durch das arterielle System läuft. GADERMANN u. Mitarb. (1961 b) haben bei trainierten Leistungssportlern noch wesentlich eindruckvollere 3. Wellen nachweisen können.

Während im Fußpuls wegen der Nähe des Hauptreflexionsortes rechtläufiger und rückläufiger Druckgipfel praktisch zusammenfallen und dadurch spitzere Kurvengipfel erzeugen, führt ihre Zeitdifferenz im Femoralispuls in der Regel zu breiteren Gipfeln. In Ausnahmefällen kann sowohl in der Hauptwelle als auch in der dikroten Welle eine mangelnafte Verschmelzung beider Anteile zur Bildung doppelter Gipfel führen (GADERMANN u. JUNGMANN 1964). In der dem zentralen Druckablauf im Bereich der Aortenklappen nur ähnlichen Carotis-Pulskurve lassen sich nur die diastolischen Vorgänge der sich peripher abzeichnenden Grundschwingung zuordnen. So entspricht der Zeitabstand zwischen frühdiastolischem Buckel und der nachfolgenden positiven Welle, die in diesem Beispiel eindeutig vor der P-Zacke des EKG liegt und daher nicht als sog. erste Vorwelle anzusprechen ist (vgl. HÜRTHLE 1944; GADERMANN u. JUNGMANN 1964), wiederum der Grundschwingungsdauer der peripheren Pulse. Darüber hinaus besteht die zu erwartende Gegenphasigkeit zu den Peripheren Pulsen (vgl. GAUER 1960).

Der systolische Abschnitt des zentralen Pulses zeigt dagegen im Vergleich zu den theoretischen Forderungen (vgl. Abb. 1) wesentliche Abweichungen, deren Ursachen im einzelnen nicht geklärt sind (GADERMANN u. JUNGMANN 1964). Dabei dürften aber Reflexionen der Pulswelle in anderen Gefäßgebieten eine Rolle spielen. Es ist bisher nicht hinreichend ausgeschlossen, daß pulsbedingte Reaktionen der Gefäßwände Pulswellengeschwindigkeit und Resonanzbedingungen auch innerhalb einer Pulsperiode verändern (vgl. HÜRTHLE 1939, 1944; JUNGMANN u. ROHR 1953; WEHN 1957). Dabei steht fest, daß der Druckablauf

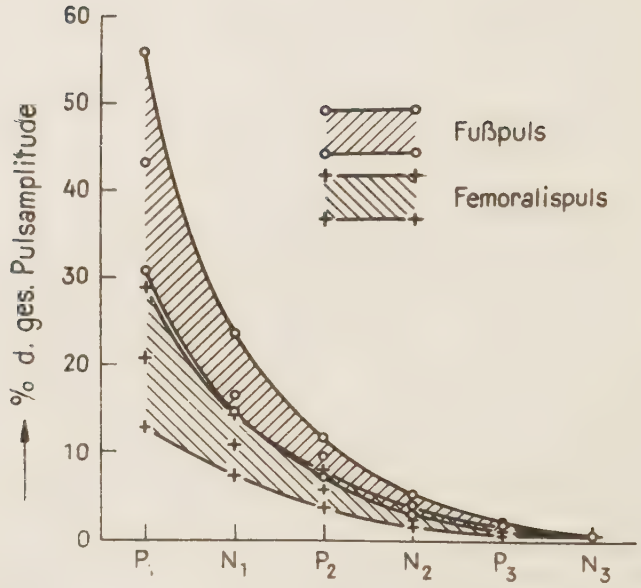


Abb. 3: Das Dämpfungsverhältnis der arteriellen Grundschwingung, ausgedrückt in Prozenten der gesamten Pulsamplitude. P_1, P_2 und P_3 sind die Amplituden der ersten, zweiten und dritten positiven Welle; N_1, N_2 und N_3 die Amplituden der entsprechenden negativen Wellen der arteriellen Grundschwingung. Gemessen wurden P_2 und P_3 sowie N_2 und N_3, berechnet P_1 und N_1. Schraffiert ist die Standardabweichung der Einzelwerte vom Mittelwert. (Nach Untersuchungen von VOLLMER 1964, aus GADERMANN u. JUNGMANN 1964.)

selbst durch Beeinflussung der Gefäßelastizität die Pulswellengeschwindigkeit ändert.

Bei der Beurteilung der funktionellen Bedeutung der arteriellen Grundschwingung sind die Dämpfungsverhältnisse zu berücksichtigen. Die bei der Dämpfung mitwirkenden Faktoren sind im einzelnen außerordentlich schwer abzuschätzen (Lit.-Übersicht s. WETTERER 1956), zumal nicht einmal als gesichert gelten darf, daß sie über die Pulsperiode konstant bleiben. Durch die Bestimmung des Amplitudenverhältnisses aufeinanderfolgender Wellen der Grundschwingung (logarithmisches Amplitudendekrement; vgl. WESTPHAL 1947) in peripheren Pulskurven läßt sich aber die Dämpfung der arteriellen Grundschwingung abschätzen.

GADERMANN u. JUNGMANN (1964) haben die von VOLLMER (1966) an Fuß- und Femoralis-Pulskurven bei 84 gesunden Versuchspersonen gewonnenen Meßergebnisse zusammengestellt (Abb. 3) und dabei aus dem Amplitudendekrement der positiven und der negativen Wellen auch auf den in der Hauptwelle enthaltenen Anteil der durch positive Reflexion erzeugten Grundschwingung extrapoliert. Dabei ergibt sich, daß die vom Herzen ausgehende Pulswelle in der A. femoralis um etwa 30 %, in den Fußarterien um fast 100 % überhöht wird. Die Dämpfung der Grundschwingung ist im Durchschnitt aber so groß, daß die Amplitude des Dikrotus (P_2 in Abb. 3) im Femoralispuls nur etwa 6 %, der dritten positiven Welle nur noch etwa 4 % der gesamten Pulsamplitude beträgt. In der Fußpulskurve betragen die mittleren Amplituden 12 % und 2 %. Die eingezeichneten Streuungsbereiche weisen aber darauf hin, daß die Dämpfung der arteriellen Grundschwingung im Einzelfall sehr unterschiedlich sein kann.

3. Mögliche Wechselwirkungen von Herzrhythmus und arterieller Grundschwingung

a) Auswirkungen auf die arterielle Dynamik

Im allgemeinen muß angenommen werden, daß die vom systolischen Blutauswurf des Herzens angestoßene Grundschwingung im arteriellen System noch nicht völlig abgeklungen ist, wenn die nächste Systole einfällt. Aus den Darstellungen der Abb. 1 und 2 geht hervor, daß es für die arterielle Dynamik nicht gleichgültig sein kann, in welcher Phase der Grundschwingung der neue systolische Anstoß erfolgt. Eine phasengerechte Fortsetzung der Grundschwingung ist nur dann gewährleistet, wenn der Blutauswurf in die Aorta während eines zentralen Druckmaximums, entsprechend einem peripheren Druckminimum, erfolgt. Dies ist aber nur dann der Fall, wenn die Pulsperiodendauer gleich groß ist oder ein Mehrfaches der arteriellen Grundschwingung beträgt. Abweichungen von einem solchen ganzzahligen Verhältnis müssen dagegen die mögliche Kontinuität der arteriellen Grundschwingung mit jedem Herzschlag unterbrechen.

Dabei ist allerdings zu berücksichtigen, daß der systolische Anstoß im Vergleich zu der einem Druckmaximum entsprechenden halben Grundschwingungsdauer ein relativ langfristiger Vorgang ist, so daß die Anforderungen an die Ganzzahligkeit nicht allzu streng sein müssen. Hinzu kommt, daß die Resonanzbreite eines schwingenden Systems mit steigender Dämpfung zunimmt (vgl. WESTPHAL 1947). Auf der anderen Seite ist damit zu rechnen, daß die Auswirkungen eines ganzzahligen oder davon abweichenden Frequenzverhältnisses um so gewichtiger werden müssen, je absolut kleiner dieses ist, d.h. je früher die folgende Systole einfällt, bzw. je weniger die Grundschwingung zu diesem Zeitpunkt abgeklugen ist.

HILDEBRANDT u. Mitarb. (1959) sowie GADERMANN u. Mitarb. (1961 a) sind davon ausgegangen, daß bei einem ganzzahligen

Verhältnis 2:1 von Pulsperiodendauer und arterieller Grundschwingungsdauer, welches am häufigsten vorkommt, sich die 3. positive Welle der Grundschwingung dem Hauptgipfel der nächsten Pulswelle synergistisch überlagert. Während bei einem Verhältnis von 3:1 infolge der hohen Dämpfung eine 4. positive Welle der Grundschwingung wenig Bedeutung haben dürfte, führt die sog. Dikrotuspfropfung beim Verhältnis 1:1 zu einer beträchtlichen Energiefortleitung in den nachfolgenden Puls. JUNGMANN u. Mitarb. (1958) haben in Tierversuchen bei Dikrotuspfropfung unter Vagusreiz den in der Pulswelle enthaltenen Dikrotusanteil dargestellt. MILLAHN (1962) vertrat allerdings die Ansicht, daß sich ein ganzzahliges Verhältnis von 3:1 allein dadurch ökonomisch günstig auswirke, daß die 3. positive Welle in vollem Umfange als zusätzlicher Druckimpuls für die Blutströmung nutzbar werde.

Im Gegensatz zu dem Synergismus von Herzrhythmus und arterieller Grundschwingung bei ganzzahligen Frequenzverhältnissen muß bei nicht ganzzahligen Verhältnissen die Grundschwingung um so stärker der systolischen Druckwelle entgegenwirken, je mehr sie von ganzzahligen Werten entfernt sind. Bei Quotienten von 1,5 oder 2,5 muß der Antagonismus bei kompletter Gegenphasigkeit maximal werden. Infolge der schnell abnehmenden Grundschwingungsamplitude wird er allerdings bei 1,5 wirksamer sein als bei 2,5. Nach JUNGMANNs (1958, Zit.v. HILDEBRANDT 1960) Erfahrungen im Tierversuch scheint eine Erniedrigung des Quotienten aus Pulsperiodendauer (τ) und der Dauer der arteriellen Grundschwingung (T_{fem} - gemessen an der A. femoralis) unter 1,0 mit der Aufrechterhaltung eines hinreichenden Blutdruckniveaus unvereinbar zu sein. Die Annahme eines kompletten Antagonismus von systolischer Druckwelle und arterieller Grundschwingung setzt allerdings voraus, daß die Dämpfung der Grundschwingung so stark ist, daß sie bestenfalls noch in die nachfolgende, nicht aber in die übernächste Herzrevolution hineinwirkt. Anderenfalls würde bei τ / T_{fem}-Quotientenwerten von 1,5 und 2,5 infolge synergistischer Überhöhung und - abwechselnd damit - antagonistischer Abflachung

jeder zweiten Pulswelle ein Alternieren der Pulsamplituden resultieren können.

MILLAHN (1962) hat die Vorstellung vertreten, daß Synergismus und Antagonismus von Herzsystole und arterieller Grundschwingung zu einer effektiven Überhöhung bzw. Minderung der Pulsamplitude führen können. Da aber der Blutdruck sowohl in seinem statischen als auch dynamischen Verhalten einer sehr empfindlichen nervösen Regulation unterliegt, besteht die Frage, inwieweit diese Einflüsse auf die Pulsamplitude durch Gegenregulation ausgeglichen werden. Demnach müßten sich ökonomisch günstige und ungünstige Effekte bei den entsprechenden Verhältnissen von Pulsperioden- und arterieller Grundschwingungsdauer entweder an der Blutdruckamplitude erfassen lassen oder aber an den Stellfunktionen der Blutdruckregulation am Herzen sowie am peripheren Kreislauf, speziell den Widerstandsverhältnissen.

b) Rückwirkungen auf die Herzdynamik

Die durch das Frequenzverhältnis gegebenen Phasenbeziehungen zwischen Herzrhythmus und arterieller Grundschwingung müssen neben den möglichen reflektorischen Folgen auch direkte Auswirkungen auf die Herztätigkeit haben. Während der systolischen Austreibung steht das Herz in unmittelbarer hämodynamischer Verbindung mit dem arteriellen System. Da die Austreibungsphase erst dann beginnt, wenn der Kammerinhalt auf das Druckniveau der Aorta gehoben ist, wird der Beginn der Austreibung und damit die Dauer der Anspannungszeit des Herzens bzw. der maximale Ventrikeldruck von den Phasen der zentralen Druckschwankungen der arteriellen Grundschwingung mitbestimmt. Nach Befunden von BLUMBERGER (1941) nimmt dementsprechend die Anspannungszeit mit steigendem diastolischen Druck linear zu. Bei ganzzahligem Verhältnis von Pulsperiodendauer und arterieller Grundschwingungsdauer fällt die systolische Druckwelle mit einem zentralen Druckmaximum der Grundschwingung zusammen. Um deren Auswirkungen auf das Herz beurteilen zu können, muß man sich die zeitlichen Verhältnisse genauer ver-

gegenwärtigen: Die Austreibungszeit in Ruhe beträgt im Durchschnitt ca. 280 msec (AUINGER u. Mitarb. 1965) und macht damit durchschnittlich ein Drittel der Pulsperiodendauer aus (vgl. HILDEBRANDT 1960). Die Grundschwingungsdauer steht bei dem am häufigsten vorkommenden Verhältnis von 1:2 zur Pulsperiodendauer demnach zugleich im Verhältnis 3:2 zur Austreibungszeit. Da eine positive Welle der Grundschwingung nur die Hälfte der Grundschwingungsdauer einnimmt, dauert die zentrale positive Druckwelle, die mit der Systole zusammenfällt, kürzer als die Austreibungszeit. Dieses Verhältnis muß nach den von MEINERS (1958) sowie AUINGER u. Mitarb. (1965) zusammengestellten Messungen über den Einfluß der Pulsfrequenz auf die Austreibungszeit stets gewährleistet sein.

Wenn man davon ausgeht, daß der Gipfel des zentralen Druckmaximums der Grundschwingung zeitlich in die Mitte der Austreibung fällt, so darf angenommen werden, daß der Austreibungsbeginn noch in das Ende des vorangehenden zentralen Drucktales und das Ende der Austreibung bereits in den Beginn des folgenden zentralen Drucktales fällt. Dies bedeutet, daß die Austreibungszeit nicht durch die Grundschwingung verkürzt, sondern eher verlängert wird.

Diese zeitliche Abstimmung, die (vgl. Abb. 4) noch eine gewisse zeitliche Toleranz einschließt, besonders bei niedriger Pulsfrequenz, bewirkt also, daß trotz des Synergismus von Grundschwingung und Systole die empfindlichsten Phasen der Austreibung, nämlich ihr Beginn und ihr Ende, nicht vom zentralen Druckmaximum betroffen werden. Die Rückwirkung der positiven Grundschwingung auf das Herz spielt sich vielmehr während der Austreibung selbst ab. Welche Konsequenzen dies für die Grundschwingung hat, die ja in diesem Falle nicht mehr positiv an den geschlossenen Aortenklappen reflektiert wird, sondern möglicherweise erst an der sich kontrahierenden Kammerwand oder auch sogar negativ an der offenen Aortenklappe, kann hier nicht näher im einzelnen verfolgt werden.

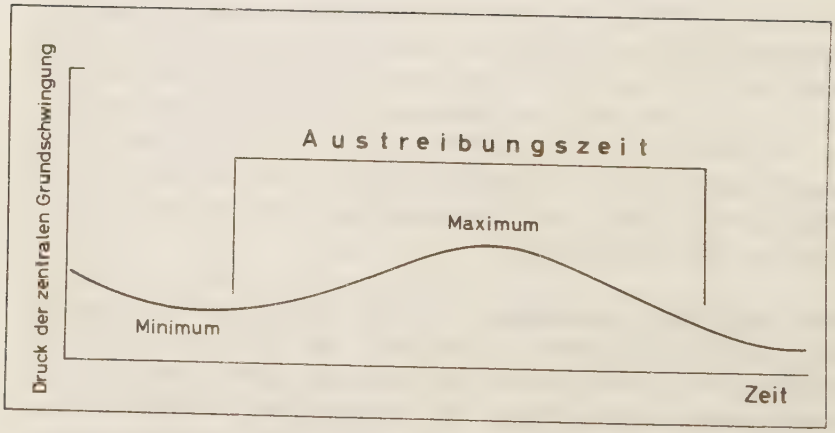


Abb. 4: Die zeitlichen Beziehungen der Austreibungszeit zu den Phasen der arteriellen Grundschwingung im Anfangsteil der Aorta.

Von besonderer Bedeutung für die Beurteilung der Rückwirkung auf das Herz scheint noch die Tatsache zu sein, daß - den Verhältnissen am inhomogenen Schlauchmodell entsprechend - die Druckamplituden der Grundschwingung zentral beträchtlich niedriger sind als peripher, so daß das Herz nicht nur zeitlich, sondern auch räumlich in der günstigsten Position zum arteriellen System in Beziehung tritt.

Bei nicht ganzzahliger Abstimmung von Pulsperiodendauer und arterieller Grundschwingungsdauer, wenn die genannten ökonomisch günstigen Voraussetzungen mehr oder weniger entfallen, sind an Rückwirkungen auf die Herzdynamik einerseits Zunahmen der Anspannungszeit und evtl. Verkürzungen der Austreibungszeit zu erwarten.

Darüber hinaus bestünden entsprechende Einflüsse auf das Schlag- bzw. Minutenvolumen des Herzens, also seine Förderleistung.

Bemerkenswert ist in diesem Zusammenhang, daß sich auch experimentell Hinweise darauf ergeben haben, daß bestimmte Verhältnisse von Systolendauer, Grundschwingungsdauer und Pulsperiodendauer für die Förderleistung des Herzens optimal sind. So fand BROEMSER (1935), daß bei konstanter Relation von Systolen- und Diastolendauer das Minutenvolumen in Modell- und Tierversuchen immer dann Maxima erreicht, wenn das Produkt aus Systolendauer und dem reziproken Wert der Grundschwingungsdauer ganzzahlig ist. Diese Befunde wurden von SIEDEK (1935) und ROTH (1935) ausgebaut, wodurch bestätigt wurde, daß das Hauptmaximum des Zeitvolumens näherungsweise Abstimmungsverhältnissen entspricht, wie sie normalerweise im Organismus verwirklicht sind. Weiterhin bestehen optimale Beziehungen zwischen Systolendauer und Grundschwingungsdauer insofern, als die erste negative Welle der Grundschwingung mit der Klappenschlußincisur zusammenfällt und damit diesen Mechanismus unterstützt (WEZLER u. GREVEN 1939).

In diesem Zusammenhang müssen auch die neueren Untersuchungen von LOOGEN u. Mitarb. (1967) erwähnt werden, die bei den Untersuchungen im Rahmen der sog. assistierten Zirkulation gewonnen werden konnten. Dabei werden durch eine Pumpe (Hilfsventrikel) an der A. femoralis rhythmische Druckstöße so in das arterielle System gegeben, daß diese bei optimalen zeitlichen Beziehungen die Aortenklappe genau bei deren Schluß erreichen. Dadurch wird eine Herabsetzung des Ventrikeldruckes, eine Zunahme des Schlagvolumens und eine Verbesserung der Coronardurchblutung erreicht. Damit wird auch die für das Schlagvolumen notwendige Herzarbeit auf etwa 1/3 des Ausgangswertes reduziert. Diese ökonomischen Effekte sind erheblich vermindert, wenn zwischen dem Schluß der Aortenklappe und der Ankunft der Druckwelle eine zeitliche Differenz auftritt, es können dann sogar zusätzliche cardiale Belastungen auftreten.

Ausgehend von den Untersuchungen von GREGG (1935, 1959), SINN (1956) sowie neuerdings von MÜLLER (1962) über die Bedeutung des diastolischen Druckverlaufs für die Coronardurchblutung haben JUNGMANN u. Mitarb. (1958) und GADERMANN u. JUNGMANN (1964) darauf hingewiesen, daß der arteriellen Grundschwingung auch hierbei eine wesentliche Rolle zufallen kann. Der frühdiastolische Buckel des zentralen Pulses, der offenbar der Wiederkehr der Pulswelle nach ihrem ersten Durchlauf entspricht (vgl. Abb. 2), ist geeignet, den Coronareinstrom in einer frühen Phase der Herzmuskelerschlaffung zu intensivieren und damit die Erholungsbedingungen zu begünstigen.

Abgesehen von den Dämpfungsverhältnissen der Grundschwingung könnte auch das Verhältnis von Pulsperiodendauer und arterieller Grundschwingungsdauer diese Funktion beeinflussen, da mit diesem Verhältnis infolge der Frequenzabhängigkeit der Systolendauer zugleich das Verhältnis von Austreibungszeit und Grundschwingungsdauer verändert wird. Wenn die Grundschwingungsdauer im Verhältnis zur Austreibungszeit größer wird, rückt der zentrale Dikrotus in einen späteren Abschnitt der Diastole, was ökonomisch weniger günstig sein könnte. Im umgekehrten Falle kann der frühdiastolische Buckel allerdings

nur im Extrem soweit vorrücken, daß er dadurch schon teilweise in die Kontraktionsphase des Herzmuskels fällt und daher für die Coronardurchblutung weniger nutzbar wird. Es wäre denkbar, daß es in dieser Hinsicht auch ein Optimum zwischen diesen beiden Möglichkeiten gibt, welches indirekt vom Verhältnis der Pulsperiodendauer zur Grundschwingungsdauer abhängt.

c) Bestehen regulative Mechanismen zur Ausnutzung des koordinativen Synergismus?

Wenn sich ein ganzzahliges Verhältnis von Pulsperiodendauer und arterieller Grundschwingungsdauer ökonomisch günstig auf die Herz- und Kreislauffunktion auswirkt, so würde dieser günstige Effekt um so größer sein können, je geringer die Dämpfung der Grundschwingung ist. Auf der anderen Seite wären ungünstige Wirkungen eines nicht ganzzahligen Verhältnisses durch erhöhte Dämpfung der Grundschwingung zu vermindern. Es scheint daher berechtigt zu prüfen, ob der Organismus bei der Regulation der Dämpfungsverhältnisse im arteriellen System diese Möglichkeiten berücksichtigt und nutzt. BALZAR u. Mitarb. (1957) haben z.B. festgestellt, daß im Laufe von Klimakurbehandlungen die Annäherung (Normalisierung) des Quotienten an ganzzahlige Werte zugleich mit einer Zunahme der Dikrotusamplitude einhergeht.

Schon die ersten Beobachtungen über eine normalisierende Wirkung von Kurbehandlungen mit Wiedereinstellung eines bevorzugt ganzzahligen Verhältnisses von Pulsperiodendauer und arterieller Grundschwingungsdauer (HILDEBRANDT u. Mitarb. 1959) legten die Auffassung nahe, daß der Organismus solche ganzzahligen Verhältnisse aktiv und zielstrebig einstellen und festhalten kann. Der von GADERMANN u. Mitarb. (1961 a) festgestellte Verlust bevorzugt ganzzahliger Abstimmungen bei Kreislaufregulationsstörungen sprach in gleichem Sinne (vgl. auch KLEIN u. HILDEBRANDT 1967).

HILDEBRANDT u. Mitarb. (1959) haben unter Bezug auf Befunde von JUNGMANN u. Mitarb. (1958),nach denen "die Resonanzverhältnisse im arteriellen System unter verschiedenen Bedingungen mit auffälliger Beharrlichkeit aufrecht erhalten werden", die Ansicht vertreten, daß die Grundschwingung bei der Abstimmung mit dem Herzrhythmus der führende Rhythmus sei. Die Autoren vermuteten, daß der Herzrhythmus "durch propriozeptive Mechanismen im Sinne einer Reflexkoordination in den Bereich ganzzahliger Frequenzverhältnisse geführt" wird.

MILLAHN u. ECKERMANN (1966), die durch Arbeitsversuche weitere klare Belege für ein zielstrebiges Ansteuern und Festhalten von ganzzahligen Frequenzverhältnissen erbringen konnten, vertraten allerdings die Ansicht, daß umgekehrt die Grundschwingungsdauer dem Herzrhythmus angepaßt wird, und zwar durch einen druckpassiven Mechanismus, der durch die Blutdrucksteigerung bei Arbeit über die Zunahme des Elastizitätskoeffizienten bzw. der Pulswellengeschwindigkeit zu einer Verkürzung der Grundschwingungsdauer mit steigender Herzfrequenz führt. Sie hielten aber die Mitwirkung barynogener Tonussteigerungen der Muskularis sowie auch nervöser Regulationsmechanismen für durchaus möglich.

Wenn man von den möglichen Mechanismen im einzelnen absieht, kann von einer Koordination von Herzrhythmus und arterieller Grundschwingung im Sinne einer aktiven Regulation nur dann gesprochen werden, wenn über die sicher bestehenden automatischen Beeinflussungen zwischen Grundschwingung und Herzfrequenz (via Blutdruck - Pulswellengeschwindigkeit) hinaus zumindest einer der beteiligten Faktoren unabhängig im Sinne einer Optimalregulation gesteuert wird. Eine Erschwerung für eine solche regulative Abstimmung ist sicher die bekannte Tatsache, daß die Grundschwingungsdauer wesentlich stabiler und träger ist als der Herzrhythmus (vgl. JUNGMANN u.Mitarb. 1958), der allein schon infolge der respiratorischen Arrhythmie eine ganzzahlige Abstimmung mit der Grundschwingungsdauer nur im statistischen Sinne zuläßt.

Wenn man eine aktive Regulation für die Koordination von Herz=rhythmus und Grundschwingung annimmt, dann kann das Bestehen einer ganzzahligen Abstimmung im Einzelfall als Indikator für die Leistungsfähigkeit dieser Regulation gewertet werden. Dies müßte z.B. schon bei wiederholten Ruheuntersuchungen in einer größeren Stabilität der ganzzahligen Verhältnisse gegenüber den nicht ganzzahligen zum Ausdruck kommen.

III. METHODIK

1. Untersuchungsanordnung

Zur praktischen Prüfung der in den vorstehenden Erörterungen gewonnenen Gesichtspunkte wurden unblutige Pulsregistrierungen der A. carotis, A. femoralis und A. dorsalis pedis beiderseits an 68 gesunden Versuchspersonen und 30 jugendlichen Hypertoni=kern vorgenommen.

Die gesunden Versuchspersonen waren männliche Studenten im Al=ter von 20 bis 29 Jahren (mittl. Alter 23,0 Jahre). 59 von ihnen konnten zweimal im Abstand von durchschnittlich 4 Tagen in gleicher Weise untersucht werden. Bei den Hypertonikern handelte es sich um männliche, seit längerer Zeit ambulant be=treute Patienten der Medizinischen Univ.-Poliklinik Marburg/Lahn*) im Alter von 19 bis 32 Jahren (mittl. Alter 24,4 Jahre), die alle an essentieller Hypertonie litten und in der Mehrzahl antihypertensiv behandelt waren. Als Auswahlkriterium galt da=bei ein systolischer Mindestdruck von 150 mm Hg bei der klini=schen Untersuchung. Von den 30 Patienten konnten 25 gleich=falls ein zweites Mal untersucht werden, wobei die Wiederho=lungsuntersuchung bei den 13 unbehandelten im Durchschnitt 6 Tage nach der Erstuntersuchung stattfand. Die medikamentös

*) Herrn Dr. med. V. HEIMSOTH danke ich für seine Unterstüt=zung bei der Auswahl der Patienten.

behandelten Patienten standen bei der Erstuntersuchung noch unter der Medikamenteinwirkung, während die Zweituntersuchung im Durchschnitt 17 Tage nach Absetzen des Medikamentes stattfand.

Alle Untersuchungen wurden zur gleichen Tageszeit zwischen 14 und 18 Uhr in einem behaglich temperierten Raum durchgeführt. Nach Anlegen der Meßfühler hielten die Probanden mindestens 10 Minuten Vorruhe, wobei sie mit einer Wolldecke zugedeckt waren. Im Anschluß daran wurden der Reihe nach folgende Größen gemessen bzw. registriert:

1) der Blutdruck auskultatorisch am rechten Oberarm,
2) die Druckpulskurven der rechten A. carotis und der rechten A. femoralis zusammen mit der II. Standardableitung des Elektrokardiogramms,
3) die Druckpulskurven der rechten A. femoralis und der linken A. dorsalis pedis und
4) die Druckpulskurven beider Aa. dorsalis pedis, jeweils gemeinsam mit dem Elektrokardiogramm;
5) die Druckpulskurven der A. carotis zusammen mit dem Herzschall im 4. Intercostalraum links parasternal in drei verschiedenen Frequenzsiebungen und der II. Standardableitung des Elektrokardiogramms.
6) Wiederholung der Blutdruckmessung am rechten Oberarm.

Zusätzlich wurden Körpergröße und Gewicht festgestellt.

Zur Registrierung der unter 2) - 4) angeführten Größen diente ein Mehrkanal-Direktschreiber "Physioscript" (Herst.: Fa. F. Schwarzer GmbH, München) unter Verwendung photoelektrischer Elongationsgeber. Die unter 5) angeführten Größen wurden mit einem photooptischen 5-Kanal-Elektrokardiograph "Multi-Cardiotest" (Herst.: Fa. F. Hellige & Co. GmbH, Freiburg/Br.) registriert. Zur Herzschallaufnahme wurde das zugehörige Körperschallmikrophon verwendet, zur Pulsregistrierung dienten kapazitive Pulsabnehmer, System BOUCKE-BRECHT ((BRECHT u.BOUCKE 1952), wobei die Zeitkonstante für das Gesamtsystem 1,5 sec

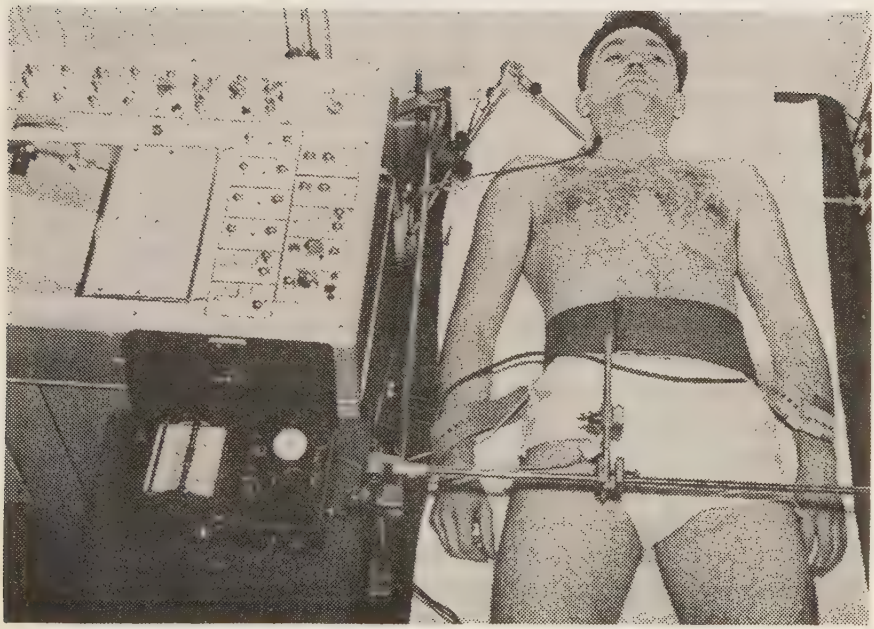


Abb. 5: Überblick über die Anordnung der Untersuchungsgeräte

betrug. Alle Registrierungen wurden mit einer Papiergeschwindigkeit von 100 mm/sec vorgenommen.

Zur Fixierung der Pulsabnehmer war an das hartgepolsterte Untersuchungsbett ein aus metallenen Bauelementen zusammengesetztes Gestell montiert, das weitgehend schwingungsfrei und mit verstellbaren Gelenkarmen versehen war. An den Füßen waren die Pulsabnehmer mit Gummi-Spannbändern befestigt. Abb. 5 gibt einen Überblick über die Untersuchungsanordnung.

2. Auswertung und statistische Methodik

Bei der Beurteilung und Ausmessung der Pulskurven waren die von JUNGMANN (1953) sowie GADERMANN u. JUNGMANN (1964) geforderten Kriterien maßgebend. Für sämtliche Meßstrecken wurden die Werte aus 5 Herzrevolutionen gemittelt, wobei die Einzelwerte unter Zuhilfenahme einer Meßlupe bis auf 1 msec geschätzt waren.

Gemessen wurden im einzelnen:

1) die Pulsperiodendauer (T),
2) die arterielle Grundschwingungsdauer aus den Pulskurven der A. femoralis und der Aa. dorsalis pedis,
3) die Amplitude der dikroten Welle in den Pulskurven der A. femoralis und Aa. dorsalis pedis, jeweils über einer an die Wellenfußpunkte gelegten Sehne, und zwar umgerechnet in Prozent der Pulsamplitude.
4) die Pulswellenlaufzeiten zwischen A. carotis und A. femoralis sowie zwischen A. femoralis und A. dorsalis pedis,
5) die Pulswellenlaufzeit Herz-Fuß (t_{HF}) vom Beginn der Austreibungszeit bis zum beginnenden Steilanstieg des Fußpulses,
6) die Anspannungszeit sowie
7) die Austreibungszeit des Herzens nach BLUMBERGER (1940).

Unter Verwendung der gewonnenen Meßdaten wurden weiterhin die folgenden Funktionsgrößen rechnerisch ermittelt:

8) der Quotient aus Pulsperiodendauer und arterieller Grundschwingungsdauer (τ / T_{fem}) (n. HILDEBRANDT u. Mitarb. 1959),
9) die Pulswellengeschwindigkeit zwischen den Meßorten,
10) der arterielle Elastizitätskoeffizient (E') (n. WEZLER u. BÖGER (1939)),
11) das Herzschlagvolumen (V_s) (n. WEZLER u. BÖGER (1939) sowie nach BROEMSER u. RANKE (RANKE 1949)),
12) das Herzminutenvolumen (V_m),
13) der periphere Kreislaufwiderstand (W) (n. WEZLER u. BÖGER (1939)),
14) die Herzarbeit (n. WEZLER u. BÖGER 1939), sowie mittels der V_s-Bestimmung nach BROEMSER u. RANKE (RANKE 1949) und
15) der Quotient aus Austreibungs- und Anspannungszeit (n. BLUMBERGER (1940 u. 1942)).

Die Werte für den individuellen Aortenquerschnitt wurden der von WEZLER u. BÖGER (1939) nach den Werten von SUTER (1897) zusammengestellten Tabelle entnommen, die zur Berechnung der Pulswellengeschwindigkeit notwendigen Längenmessungen wurden nach den Richtlinien von WEZLER u. BÖGER (1939) vorgenommen.

Bei Anlegung strengster Maßstäbe an die Qualität der Pulskurven und damit an die mögliche Genauigkeit der Messungen mußten zahlreiche Kurven eliminiert werden. Da dies im Einzelfall meist nur einzelne Meßorte betraf, standen für die Kombination verschiedener Meß- und Rechengrößen jeweils unterschiedlich große Kollektive zur Verfügung.

Alle Häufigkeitsverteilungen wurden auf Normalität geprüft und zur Bestimmung arithmetischer Mittelwerte gegebenenfalls durch logarithmische Transformation normalisiert.

Die Berechnung der Streuung (σ) und des mittleren Fehlers des Mittelwertes (σ_M) erfolgte nach den Formeln:

$$\sigma = \sqrt{\frac{(x - M)^2}{n}} \qquad (3)$$

$$\sigma_M = \frac{}{\sqrt{n}} \qquad (4)$$

Differenzen wurden mit Hilfe des T-Testes auf Signifikanz geprüft, unter Benutzung der Signifikanzschranken der STUDENT-Verteilung (Wiss. Tabellen GEIGY 1960).

Korrelationen wurden als Produkt-Moment-Korrelationen nach BRAVAIS-PEARSON (vgl. HENRYSSON u. Mitarb. 1960) berechnet (BRAVAIS 1846; PEARSON 1895).

$$\text{Korr.-Koeff.} \quad r = \frac{\sum (x - M_x)(y - M_y)}{n \, \sigma_x \, \sigma_y} \tag{5}$$

Der mittlere Fehler des Korr.-Koeffizienten (m_r) errechnete sich gemäß der Formel:

$$m_r = \frac{1 - r^2}{\sqrt{n}} \tag{6}$$

Die Ausgleichsgerade, welche die mittlere Beziehung zweier miteinander korrelierenden Größen wiedergibt, ist definiert durch die Koordinaten des Mittelpunktes und den Neigungskoeffizienten $\frac{\tilde{x}}{\approx y}$ (SALINGER 1926).

T a b e l l e 1

Arithmetische Mittelwerte der Grundschwingungsdauer von Femoralis- und Fußpulskurve sowie der doppelten Laufzeit t_{HF}; mittlere individuelle Paardifferenzen mit Streuung und p-Werten. - Gesunde Versuchspersonen.

	n	T_{fem} msec	2x t_{HF} msec	Paar= differenz msec	σ msec	p - Wert
A	110	482	485	+ 3,1	± 58,6	< 0,60
B	67	479	485	+ 6,4	± 50,3	< 0,35
C	20	471	489	+ 17,9	± 34,6	< 0,05

	n	$T_{Fuß}$ msec	2x t_{HF} msec	Paar= differenz msec	σ msec	p - Wert
A	93	489	486	- 3,4	± 60,6	< 0,60
B	33	456	478	+ 21,9	± 42,7	< 0,01
C	36	451	474	+ 23,[illegible]	± 40,0	< 0,005

T a b e l l e 2

Arithmetische Mittelwerte der Grundschwingungsdauer von Femoralis- und Fußpulskurve sowie der doppelten Laufzeit t_{HF}; mittlere individuelle Paardifferenzen mit Streuung und p-Werten. - Hypertoniker.

	n	T_{fem} msec	2x t_{HF} msec	Paardifferenz msec	$\sim$ msec	p - Wert
A	47	458	457	- 1,6	± 62,1	< 0,90
B	17	434	451	+ 16,5	± 37,7	< 0,10
C	21	445	463	+ 18,7	± 40,4	< 0,05

	n	$T_{Fuß}$ msec	2x t_{HF} msec	Paardifferenz msec	$\sim$ msec	p - Wert
A	45	459	463	+ 3,8	± 52,4	< 0,70
B	18	422	440	+ 18,0	± 35,6	< 0,05
C	19	430	435	+ 4,7	± 44,2	< 0,70

IV. ERGEBNISSE

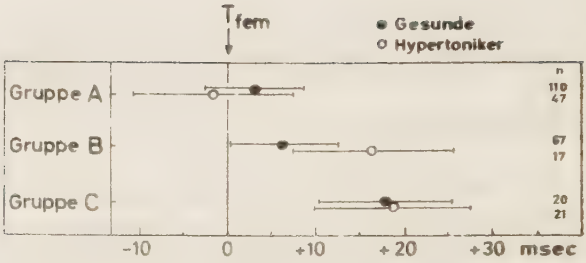
1. Prüfung der Meßergebnisse an den theoretischen Forderungen (Befunde zur Theorie der arteriellen Grundschwingung)

a) Grundschwingungsdauer und Pulswellenlaufzeit

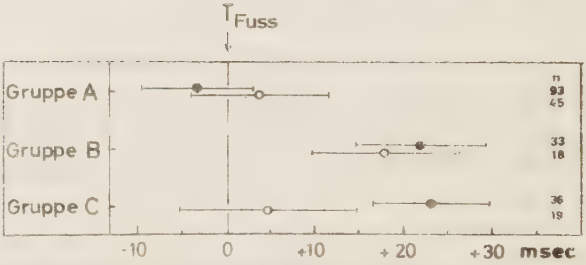
Gemäß der Wellenformel (Formel 1) entspricht die Dauer der arteriellen Grundschwingung der doppelten Laufzeit der Pulswelle zwischen Herz und peripheren Reflexionsort, wobei als Ort der peripheren Reflexion im Aorten-Femoralis-System die Fußknöchelregion angenommen wird (KAPAL u. Mitarb. 1961 a; vgl. REMINGTON 1963 u.a.). Zur Überprüfung dieser Beziehung wurden die Ergebnisse der Erst- und Zweituntersuchung gemeinsam behandelt.

Beim Vergleich von Grundschwingungsdauer und doppelter Laufzeit Herz-Fuß konnte davon ausgegangen werden, daß die Ausmessung der Grundschwingungsdauer an der Pulskurve um so genauer gelingt, je größer die dikrote Amplitude ist, und das Meßergebnis um so sicherer ist, je besser es mit der auch an anderen Meßorten gefundenen Grundschwingungsdauer übereinstimmt. Wir haben daher hinsichtlich der Meßsicherheit drei verschiedene Gruppen gebildet (vgl. dazu Abb. 6):
Gruppe A umfaßte ohne Auswahl sämtliche gewonnenen Werte,
Gruppe B umfaßte nur Untersuchungen, bei denen die Dikrotie gut ausgeprägt war, und Gruppe C umfaßte nur diejenigen Fälle, bei denen die Grundschwingungsdauern von Femoralis- und Fußpulskurve bzw. von beiden Fußpulskurven um nicht mehr als 30 msec voneinander differierten.

Die Tabellen 1 und 2 enthalten in den ersten beiden Spalten die arithmetischen Mittelwerte der Grundschwingungsdauer von Femoralis- und Fußpulskurve und der doppelten Pulswellenlaufzeit Herz-Fuß (t_{HF}) der gesunden Versuchspersonen und Hypertoniker. In den weiteren Spalten finden sich die mittleren individuellen Paardifferenzen, deren Streuung und die zugehörigen p-Werte bei der Signifikanzprüfung gegen Null.



ABWEICHUNG DER DOPPELTEN PULSWELLENLAUFZEIT HERZ-FUSS VON T_{fem}



ABWEICHUNG DER DOPPELTEN PULSWELLENLAUFZEIT HERZ-FUSS VON T_{Fuss}

Abb. 6: Mittlere Differenzen zwischen doppelter Pulswellenlaufzeit Herz-Fuß und Grundschwingungsdauer an der A. femoralis T_{fem} (oben) bzw. Grundschwingungsdauer am Fuß $T_{Fuß}$ (unten) für Gesunde und Hypertoniker.

In Abb. 6 sind diese mittleren Paardifferenzen mit ihren Fehlerbereichen (σ_M) dargestellt. Während in den Gruppen A die doppelte Pulswellenlaufzeit im Durchschnitt keine sichere Abweichung von der Grundschwingungsdauer des Femoralis- oder Fußpulses zeigt, ergeben sich mit zunehmenden Ansprüchen an die Meßsicherheit der Grundschwingungsdauer in den Gruppen B und C systematische Verlängerungen der doppelten Pulswellenlaufzeit, und zwar in etwa gleichem Ausmaß bei den Gesunden wie bei den Hypertonikern. Die Abweichungen erreichen etwa 5% der mittleren Grundschwingungsdauer. An der A. femoralis nimmt diese Abweichung bis zur Gruppe C zu, am Fuß ist das Maximum der Abweichung bereits bei Auswahl der hohen Dikrotien in Gruppe B erreicht. Dieser Unterschied dürfte darauf beruhen, daß der Seitenvergleich der Fußpulse systematische Fehler weniger gut eliminiert als ein Vergleich der Grundschwingungsdauer von Femoralis- und Fußpuls.

Die Streuung (σ) der Paarwertdifferenzen nahm mit zunehmender Abweichung in den Gruppen B und C beträchtlich ab. Dementsprechend wurden die Korrelationen zwischen den individuellen Grundschwingungsdauern und doppelten Pulswellenlaufzeiten in den Gruppen mit höheren Genauigkeitsansprüchen erheblich straffer. Sie lagen bei den Gruppen A zwischen 0,30 und 0,60 und stiegen in den Gruppen C auf Werte zwischen 0,52 und 0,87. Dabei lagen die Achsenneigungen der Korrelationen durchweg im Bereich von 45°, so daß kein Anhalt dafür bestand, daß die Differenzen zwischen Grundschwingungsdauer und doppelter Laufzeit systematisch von der absoluten Größe der Grundschwingungsdauer abhängig sind.

Diese Vergleichsuntersuchungen bestätigen also, daß die doppelte Pulswellenlaufzeit Herz-Fuß der arteriellen Grundschwingungsdauer entspricht. Die Beziehungen zwischen beiden Größen werden um so straffer, je größer die Anforderungen an die Meßgenauigkeit der Grundschwingungsdauer werden, so daß die Pulswellenlaufzeit ein sichereres Maß für die arterielle Grundschwingung darstellt. Sie ist allerdings beim Erfassen der Pulswelle an der A. dorsalis pedis bzw. der A. tibialis poste-

rior im Mittel um etwa 5% länger als die Grundschwingungs= dauer.

Die Reproduzierbarkeit bei den Zweituntersuchungen war für die doppelte Pulswellenlaufzeit mit einem Korrelationskoeffizien= ten von r = + 0,73 (± 0,07) größer als für die Grundschwin= gungsdauer an der A. femoralis (r = + 0,64 ± 0,10); für die Grundschwingungsdauer am Fuß wurde bei Zusammenfassung beider Seiten gleichfalls ein r von + 0,73 (± 0,10) errechnet.

b) Dämpfung der Grundschwingung und dikrote Amplitude

Da die dikrote Welle in der Pulskurve dem zweiten Durchlauf der Pulswelle durch das arterielle System entspricht, muß ihre Amplitude von den herrschenden Dämpfungsverhältnissen bestimmt werden. Bei der Prüfung dieser Beziehung ist die Beurteilung der Dikrotusamplitude nur mit Einschränkung möglich, da die Linearität der Pulskurvenschreibung nicht nur von den techni= schen Eigenschaften der Registriergeräte, sondern auch von den jeweiligen Abnahmebedingungen mehr oder weniger gestört sein kann (vgl. JUNGMANN 1953) und eine absolute Eichung bei unblu= tigem Vorgehen ohnehin ausgeschlossen ist. Wir haben daher einerseits die dikrote Amplitude ohne Rücksicht auf Lineari= tätsabweichungen relativ in Prozent der gesamten Pulsamplitude bestimmt und andererseits versucht, die Meßergebnisse durch einen Vergleich zwischen Femoralis- und Fußpulskurven abzusi= chern. Dabei war aufgrund der physikalischen Gegebenheiten zu erwarten, daß die Dikrotusamplitude im Fußpuls sowohl absolut als auch im Verhältnis zur gesamten Pulsamplitude größer sein würde. Im Durchschnitt von 44 Untersuchungen an gesunden Pro= banden war die Dikrotusamplitude der Fußpulse mit 12,4% sta= tistisch signifikant ($p < 0,03$) größer als im Femoralispuls, wo sie 7,5% betrug. Die individuellen Wertepaare korrelierten mit einem Koeffizienten von r = + 0,33 (± 0,12) hoch signifi= kant ($p < 0,001$).

Tabelle 3

Korrelationskoeffizienten zwischen Dämpfungsfaktor $\frac{E'}{W}$ und dikroter Amplitude an verschiedenen Meßorten

li. Fuß	A. femoralis	re. Fuß
$r = -0{,}24\ (\pm 0{,}10)$	$r = -0{,}27\ (\pm 0{,}11)$	$r = -0{,}33\ (\pm 0{,}09)$
$p < 0{,}02$	$p < 0{,}02$	$p < 0{,}001$
$n = 91$	$n = 70$	$n = 103$

Als Maß für die Dämpfung benutzten wir den von WEZLER u.BÖGER (1939) angegebenen Dämpfungsfaktor $\frac{E'}{W}$, der im wesentlichen den Quotienten aus Blutdruckamplitude und arteriellem Mittel= druck darstellt.

Wie die in Tabelle 3 zusammengestellten Ergebnisse zeigen, fand sich an allen Meßorten eine statistisch zu sichernde Be= ziehung zwischen Dämpfungsfaktor und dikroter Amplitude, die ein negatives Vorzeichen hat, wie es nach den physikalischen Voraussetzungen zu erwarten ist. Die Beziehungen sind nicht sehr ausgeprägt, die Übereinstimmung verschiedener Meßorte dürfte aber eine zusätzliche Sicherheit bedeuten.

c) Grundschwingungsdauer und Körpergröße

Aufgrund der physikalischen Voraussetzungen wäre zu erwarten, daß die Grundschwingungsdauer bzw. die doppelte Laufzeit der Pulswelle vom Herz zur peripheren Reflexionsstelle von der Entfernung dieser beiden Punkte und damit von der Körpergröße abhängig ist. Die Befunde von KAPAL u. Mitarb. (1951 a) bestä= tigen diese Abhängigkeit im Sinne der Permutation. Wir haben daher für unsere gesunden Versuchspersonen die Beziehung zwi= schen Körpergröße und Grundschwingungsdauer bzw. Pulswellen= laufzeit geprüft, haben aber keine sichere Korrelation fest= stellen können ($r = + 0{,}009 \pm 0{,}20$). Dieser Befund wird vor allem im Zusammenhang mit der Tatsache wichtig, daß auch die Pulsperiodendauer (bzw. Pulsfrequenz) keine sichere Beziehung zur Körpergröße aufweist (Lit.-Übersicht s. HILDEBRANDT 1960).

2. Der Quotient aus Pulsperiodendauer und Grundschwingungsdauer oder doppelter Laufzeit bei den Gesunden und Hypertonikern

Aufgrund der geschilderten Vorergebnisse wurden die Quotienten aus Pulsperiodendauer und arterieller Grundschwingungsdauer für die folgenden Untersuchungen sowohl unter Verwendung der direkt ausgemessenen als auch der indirekt, als doppelte Puls= wellenlaufzeit Herz-Fuß bestimmten Grundschwingungsdauer be= rechnet.

Abb. 7 zeigt die Häufigkeitsverteilung der mit beiden Methoden gewonnenen Quotientwerte jeweils für die gesunden Versuchspersonen und die Patienten mit jugendlicher Hypertonie. Die nach den bisherigen Erfahrungen bei den Gesunden zu erwartende Häufung der Quotienten im Bereich des ganzzahligen Wertes 2,0 ist bei der indirekten Bestimmung der Grundschwingungsdauer (Abb. 7, links) deutlicher ausgeprägt als bei indirekter Messung (Abb. 7, rechts). Dementsprechend ist die mittlere (lineare) Abweichung der Einzelwerte von 2,0 bei den Gesunden im linken Bildteil mit 0,24 kleiner als rechts, wo sie 0,26 beträgt.

Gegenüber den Gesunden weichen die Quotienten der jugendlichen Hypertoniker bei insgesamt unregelmäßigerer Verteilung wesentlich stärker von einer Bevorzugung des ganzzahligen Wertes 2,0 ab. Bei indirekter Bestimmung der Grundschwingungsdauer ist diese Abweichung aber noch deutlicher ausgeprägt als bei direkter Messung. Die mittlere Abweichung von 2,0 liegt dementsprechend in der linken Bildhälfte mit 0,32 höher als rechts, wo sie 0,30 beträgt.

Es ergibt sich also, daß die für Gesunde charakteristische Bevorzugung eines ganzzahligen Quotienten aus Pulsperiodendauer und arterieller Grundschwingungsdauer beim jugendlichen Hypertoniker gestört ist. Diese Abweichung tritt aber bei Bestimmung des Quotienten unter Verwendung der indirekt aus der Pulswellenlaufzeit Herz-Fuß bestimmten Grundschwingungsdauer wesentlich deutlicher hervor als bei Verwendung der direkt gemessenen.

3. Die Herz- und Kreislaufdynamik in Abhängigkeit vom Quotienten aus Pulsperiodendauer und arterieller Grundschwingungsdauer

Zur Prüfung der Frage, inwieweit die Abstimmung von Herzrhythmus und arterieller Grundschwingung die Funktion von Herz und Kreislauf beeinflußt, wurden die verschiedenen Meßgrößen der Herz- und Kreislaufdynamik in Abhängigkeit vom Quotienten aus

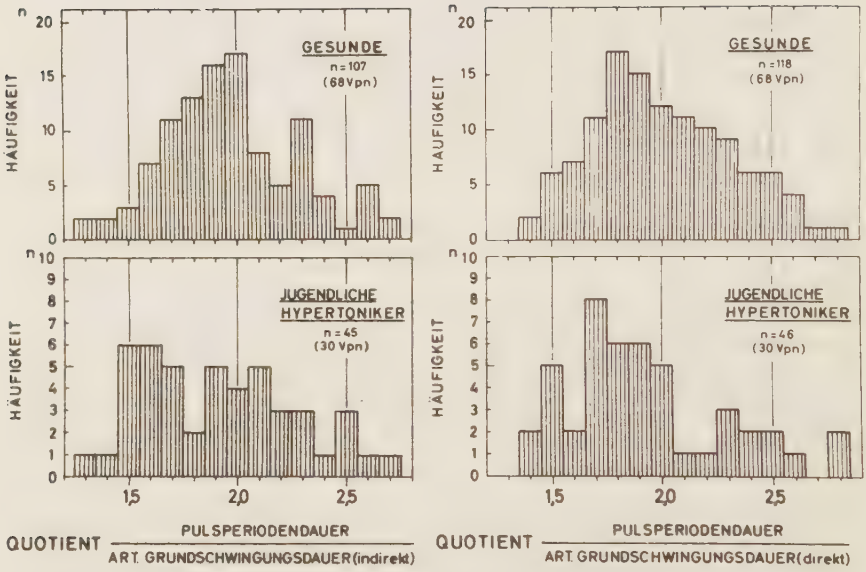


Abb. 7: Häufigkeitsverteilungen der Quotienten aus Puls= periodendauer und direkt bzw. indirekt bestimmter arterieller Grundschwingungsdauer für Gesunde und Hypertoniker.

Pulsperiodendauer und Grundschwingungsdauer dargestellt. Während dabei für die gesunden Versuchspersonen mit insgesamt 107 Einzeluntersuchungen die Klassenbreite des Quotienten mit 0,1 hinreichend klein gehalten werden konnte, war bei der geringeren Zahl der Hypertoniker nur eine orientierende Übersicht möglich, auf deren gesonderte Darstellung hier verzichtet werden kann, zumal sich keine grundsätzlich abweichenden Beziehungen ergaben.

Da sich in den vorhergehenden Untersuchungen die indirekte Bestimmung der arteriellen Grundschwingungsdauer aus der doppelten Pulswellenlaufzeit Herz-Fuß in mehrfacher Hinsicht als zuverlässiger erwiesen hat, wurden für die folgenden Darstellungen zur Berechnung der verschiedenen Kreislaufgrößen sowie des Quotienten aus Pulsperiodendauer und Grundschwingungsdauer lediglich indirekt bestimmte Grundschwingungsdauern herangezogen. Wir haben aber darüber hinaus sämtliche Beziehungen auch unter Verwendung der direkt gemessenen Grundschwingungsdauern überprüft, wobei sich keine grundsätzlich anderen Gesichtspunkte ergaben.

Da zahlreiche Herz- und Kreislaufgrößen in hohem Maße direkt oder indirekt von Pulsperiodendauer bzw. Grundschwingungsdauer abhängig sind, zeigt Abb. 8 zunächst das mittlere Verhalten dieser beiden Meßgrößen in Abhängigkeit von der Größe des Quotienten. Erwartungsgemäß nimmt die Pulsperiodendauer mit steigendem Quotientwert zu, die Grundschwingungsdauer ab. Die Veränderung verläuft bei beiden Größen recht stetig, insbesondere sind im Bereich des ganzzahligen Quotienten 2,0 keinerlei Auslenkungen oder sprunghafte Änderungen des Kurvenverlaufs zu erkennen. Die Korrelationskoeffizienten sind dementsprechend hoch und signifikant.

In Abb. 9 ist das Verhalten der Meßgrößen für die arterielle Dynamik in gleicher Weise auf Einflüsse des Quotienten aus Pulsperioden- und Grundschwingungsdauer geprüft. Systolischer Blutdruck, diastolischer Blutdruck und Blutdruckamplitude lassen bei relativ großen Fehlerbereichen der Klassenmittelwerte

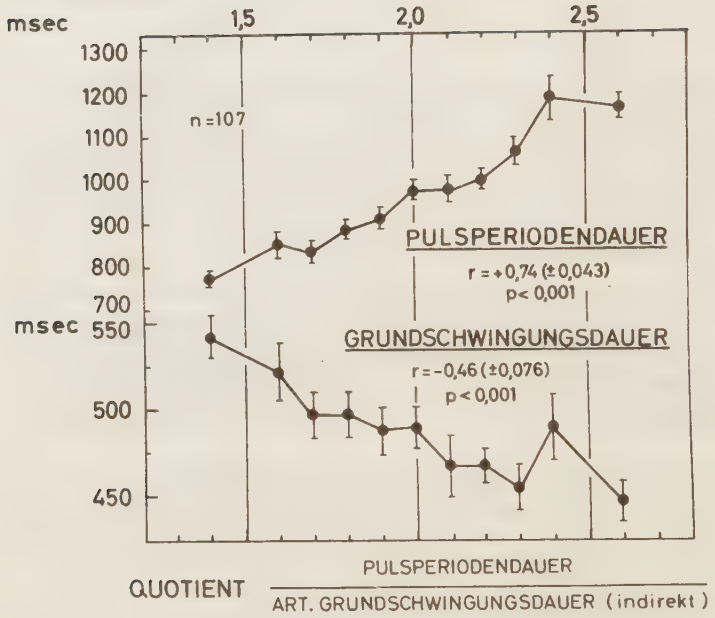


Abb. 8: Das mittlere Verhalten der Pulsperiodendauer und der indirekt bestimmten Grundschwingungsdauer gegenüber dem aus beiden Größen gebildeten Quotienten bei gesunden Versuchspersonen. Die Klammern geben den Bereich der mittleren Fehler der Mittelwerte an.

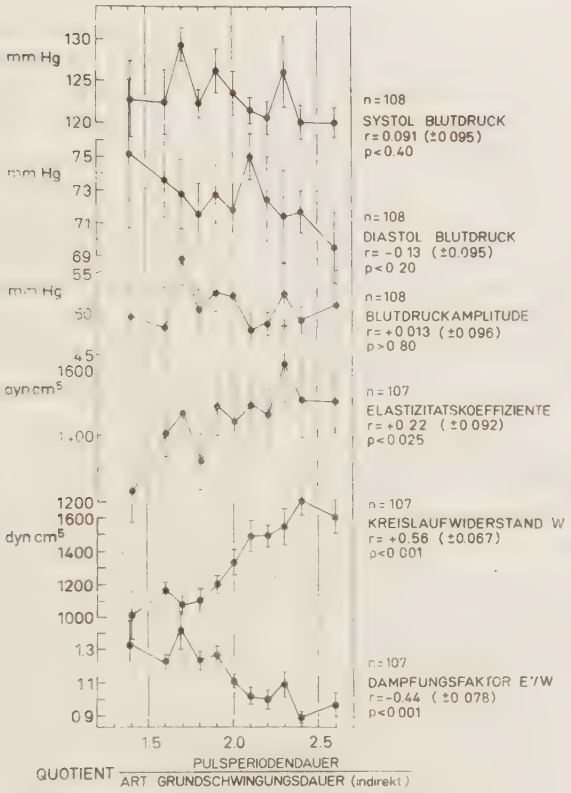


Abb. 9: Das mittlere Verhalten des systolischen und diastolischen Blutdrucks und der Blutdruckamplitude sowie des Elastizitätskoeffizienten E', des peripheren Kreislaufwiderstandes W sowie des Dämpfungsfaktors E'/W in Abhängigkeit von der Größe des Quotienten aus Pulsperiodendauer und indirekt bestimmter Grundschwingungsdauer bei gesunden Versuchspersonen. Die Klammern geben den Bereich der mittleren Fehler der Mittelwerte an.

weder signifikante Klassendifferenzen noch eine systematische Abhängigkeit vom Quotienten erkennen, Elastizitätskoeffizient, peripherer Kreislaufwiderstand und Dämpfungsfaktor zeigen dagegen signifikante Korrelationen mit dem Quotienten aus Pulsperioden- und Grundschwingungsdauer. Darüber hinaus findet sich aber angedeutet in den Kurven des peripheren Kreislaufwiderstandes und deutlicher ausgeprägt beim Dämpfungsfaktor eine auffällige Steilheitszunahme der Beziehung im Bereich um 2, die in der Klasse des ganzzahligen Quotienten 2,0 ihr Maximum durchläuft. Bei beiden Meßgrößen bedeutet der Unterschied der Klassenmittelwerte von 1,9 und 2,1 einen signifikanten Niveausprung, der sich in keinem Kurvenabschnitt wiederholt.

Abb. 10 zeigt das mittlere Verhalten der verschiedenen herzdynamischen Parameter in Abhängigkeit vom Quotienten aus Pulsperioden- und Grundschwingungsdauer. Bei allen Größen finden sich systematische Veränderungen im Sinne einer signifikanten Korrelation, besonders ausgeprägt bei den am stärksten frequenzabhängigen Parametern Minutenvolumen und Austreibungszeit (BLUMBERGER 1942). Auffällige Störungen bzw. Auslenkungen aus dieser systematischen Beziehung zum Quotienten aus Pulsperioden- und Grundschwingungsdauer fallen vor allem beim Schlagvolumen und bei der Anspannungszeit ins Auge. In beiden Fällen handelt es sich wiederum um einen Niveausprung im Bereich des Quotientwertes 2 mit der größten Steilheitszunahme bei der ganzzahligen Klasse 2,0. Beim Minutenvolumen wird dieser Niveausprung durch den Einfluß der Herzfrequenz (vgl. Abb. 8) stark abgeschwächt. Das spitze Minimum in der Kurve der Anspannungszeit bei 2,3 ist bei allen anderen Größen ohne signifikante Entsprechung und dürfte daher zufälliger Natur sein. Die Austreibungszeit zeigt als einzige Auffälligkeit einen isolierten, aber statistisch signifikanten Gipfel in der Klasse 2,0, wogegen die beiden Größen, die Schlüsse auf den funktionellen Zustand des Myokards zulassen könnten (Zeitabstand II. Herzton - T-Ende bzw. T-Höhe im EKG) bei relativ großen Fehlerbreiten keine verwertbaren Besonderheiten erkennen lassen.

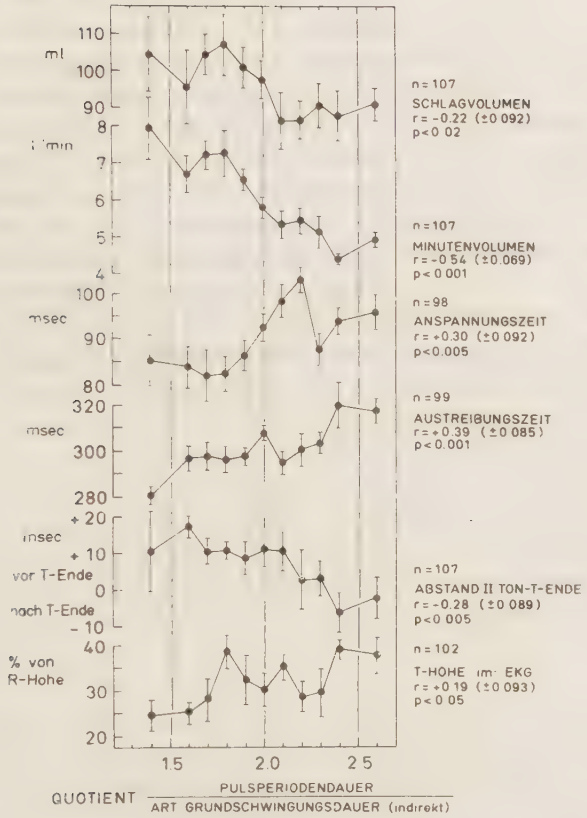


Abb. 10: Das mittlere Verhalten des Schlag- und Minutenvolumens, der Anspannungs- und Austreibungszeit sowie des Abstandes II. Herzton - T-Wellenende und der T-Höhe im EKG in Abhängigkeit von der Größe des Quotienten aus Pulsperioden- und indirekt bestimmter Grundschwingungsdauer bei Gesunden. Die Klammern geben den Bereich der mittleren Fehler der Mittelwerte an.

Insgesamt ist also festzustellen, daß sich bei den Meßgrößen der Herz- und Kreislaufdynamik neben einer erwartungsgemäß unterschiedlich starken systematischen Abhängigkeit vom Quotienten aus Pulsperioden- und Grundschwingungsdauer - mit einer Ausnahme bei der Austreibungszeit - keine sicheren Anhalte für einen spezifischen Einfluß einer ganzzahligen Abstimmung ergeben haben. Andererseits zeigen aber verschiedene Funktionen übereinstimmend im engeren Bereich um den Quotientwert 2,0 einen auffälligen Niveausprung, wobei sich der Bereich oberhalb von 2,0 durch einen bei hohem Kreislaufwiderstand niedrigen Dämpfungsfaktor, durch niedriges Schlag- und Minutenvolumen sowie eine lange Anspannungszeit auszeichnet.

V. DISKUSSION

Die arterielle Dynamik läßt in unseren Untersuchungen keine spezielle Abhängigkeit von der ganzzahligen Abstimmung zwischen Herzrhythmus und arterieller Grundschwingung erkennen. Die Unabhängigkeit des Blutdrucks, im besonderen des arteriellen Mitteldrucks, entspricht in gewisser Weise den Erfahrungen von BOSTROEM u. Mitarb. (1967), die im Tierversuch auch unter den stärkeren Impulsen der arteriellen Gegenpulsation in einer der Grundschwingung vergleichbaren Phasenlage keine Änderung des arteriellen Mitteldruckes fanden.

Die signifikanten Niveausprünge, die verschiedene Herz- und Kreislauffunktionsgrößen im engeren Bereich des Quotientwertes 2 aufweisen, können nicht darauf bezogen werden, daß ein ganzzahliges Abstimmungsverhältnis besonders ökonomische Voraussetzungen bietet, wie das von allen bisherigen Autoren (HILDEBRANDT u. Mitarb. 1959; GADERMANN u. JUNGMANN 1964; MILLAHN 1962; MILLAHN u. ECKERMANN 1966) in den Mittelpunkt gestellt wurde. Vielmehr stellt sich in solchem Verhalten der Quotientwert 2 als eine Grenze dar, jenseits derer andere Bedingungen herrschen.

Der Unterschied der Kreislaufdynamik unter- und oberhalb des Quotientwertes 2,0 besteht darin, daß eine Abweichung von dem als optimal angesehenen ganzzahligen Verhältnis 2:1 zu niedrigeren Werten die Pulswelle in den Störungsbereich einer noch höheren Grundschwingungsamplitude bringt als bei einer Erhöhung des Verhältnisses. Der Störfaktor der nicht ganzzahligen Abstimmung muß wegen der starken Dämpfung, d.h. wegen des schnellen Abklingens der Grundschwingung, bei Abweichungen zu niedrigeren Quotientwerten stärker sein als bei Abweichungen zu höheren Werten.

Während sich die bei Steigerung des Quotienten über 2 gefundene Abnahme des Herzschlagvolumens (und Minutenvolumens) sowie die Zunahme der Anspannungszeit diesem Konzept kaum im Sinne einer geringer gewordenen Interferenzstörung der beiden

rhythmischen Vorgänge einordnen lassen, ist dies hinsichtlich Kreislaufwiderstand und Dämpfungsfaktor ganz anders. Der oberhalb 2,0 signifikant höhere Kreislaufwiderstand und der im gleichen Bereich niedrige Dämpfungsfaktor können so gewertet werden, daß hier die Wirkungen der Grundschwingung toleriert oder gar gefördert werden, während sie im Bereich unter 2,0 durch Verschlechterung der peripheren Reflexionsbedingungen und höhere Dämpfung nach Möglichkeit frühzeitig abgeschwächt werden.

Nachdem wir bereits dargestellt haben, daß zwischen Dämpfungsfaktor und dikroter Amplitude eine positive Korrelation besteht, zeigt nunmehr Abb. 11 das mittlere Verhalten der dikroten Amplitude im Femoralis- und Fußpuls in Abhängigkeit von Quotienten aus Pulsperioden- und Grundschwingungsdauer. Es zeigt sich, daß nicht nur - wie beim Femoralispuls - mit zunehmendem Quotient eine Tendenz zur Steigerung der Dikrotusamplitude besteht, sondern daß darüber hinaus - im Fußpuls - ein signifikantes Amplitudenmaximum im engeren Bereich um 2,0 durchlaufen wird. Hier bestehen also Anhalte dafür, daß neben dem bloßen Unterschied in der Störwirkung hoher und niedriger Verhältniswerte auch die optimale Ganzzahligkeit wirksam sein kann.

Das unterschiedliche Dämpfungsverhalten in den Bereichen oberhalb und unterhalb des Quotientwertes 2,0 legt es erneut nahe anzunehmen, daß die koordinative Abstimmung bei der Kreislaufregulation berücksichtigt wird, natürlich zunächst nur in dem Sinne, daß die Störwirkung einer fehlenden Ganzzahligkeit um so stärker unterdrückt wird, je stärker sie sich auswirken müßte.

Zur Frage der aktiven Regulation der Ganzzahligkeit, die von KLEIN u. HILDEBRANDT (1967) erneut durch Tageslängsschnittuntersuchungen bestätigt wurde, bei denen - ähnlich wie für die Puls-Atem-Koordination (HILDEBRANDT 1960; HILDEBRANDT u. DAUMANN 1965) - eine nächtlich vorübergehende Normalisierung auf das ganzzahlige Verhältnis 2:1 gefunden wurde, können unsere

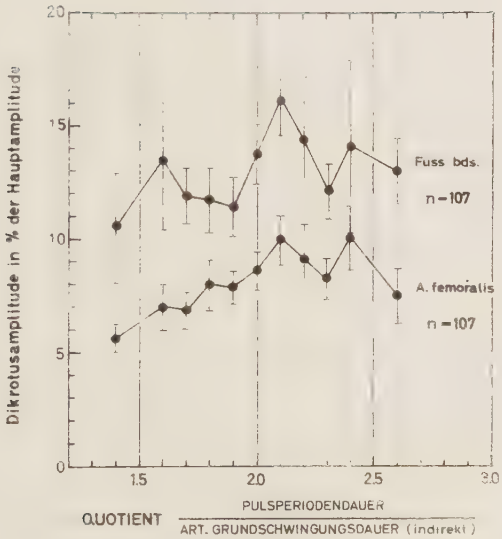


Abb. 11: Das mittlere Verhalten der dikroten Amplitude im Femoralis- und Fußpuls in Abhängigkeit von der Größe des Quotienten aus Pulsperiodendauer und indirekt bestimmter arteriellen Grund= schwingungsdauer. Die Klammern geben den Bereich der mittleren Fehler der Mittelwerte an.

Untersuchungsergebnisse folgenden Beitrag leisten:
Im Gegensatz zu den Befunden von KAPAL u. Mitarb. (1951 a), die vom Kindes- zum Erwachsenenalter eine der Körperlänge etwa proportionale Zunahme der Grundschwingungsdauer fanden, zeigen unsere Ergebnisse, daß bei Erwachsenen selbst trotz der beträchtlichen Variationsbreite der Körpergröße keine signifikante Abhängigkeit zwischen Körpergröße und Grundschwingungsdauer besteht. Da diese aber rein physikalisch aus dem Einfluß der Rohrlänge erwartet werden müßte, kann unser Ergebnis als weiterer Hinweis darauf gewertet werden, daß die Grundschwingung einem speziellen Regulationsziel untergeordnet wird. HILDEBRANDT (1960) u.a. haben gezeigt, daß auch die Herzfrequenz (bzw. die Pulsperiodendauer) beim Erwachsenen nicht von der Körpergröße abhängig ist, während sie bekanntlich während des Wachstums fortschreitend geringer wird. Es ist daher durchaus berechtigt zu vermuten, daß die physikalische Abhängigkeit von der Gefäßlänge durch aktive Regulation im Sinne einer Koordination mit dem Herzrhythmus aufgehoben wird.

Von den Meßgrößen der Herzdynamik zeigt allein die Austreibungszeit einen theoretisch erwarteten Befund, allerdings nur schwach ausgeprägt: nämlich eine signifikante Verlängerung der Austreibungszeit beim ganzzahligen Quotientwert 2,0. Auf die Isoliertheit und Fragwürdigkeit dieses Befundes wurde bereits hingewiesen. Hinzukommt besonders, daß die Anspannungszeit, obwohl auch sie eine meßtechnisch vollkommen unabhängige Größe im Vergleich zu den anderen Rechengrößen darstellt, nicht die erwartete Verkürzung beim Wert 2,0 zeigt. Leider konnten wir keine Differenzierung der Anspannungszeit in Umformungs- und Druckanstiegszeit vornehmen, da die Qualität des Phonokardiogramms nicht ausreichend war. Theoretisch müßte lediglich die Druckanstiegszeit eine Verkürzung zeigen (vgl. BOSTROEM und Mitarb. 1967).

Nach den tierexperimentellen Untersuchungen von BOSTROEM und Mitarb. (1967) mit der arteriellen Gegenpulsation wird durch die Phasenbeziehung einer retropulsatorischen Druckwelle zur

Herzaktion vor allem auch die Herzenergetik beeinflußt. Bei phasengerechter Ankunft der Retropulsation vor der Aorten-klappe wird insbesondere die Druckanstiegszeit verkürzt, weil bei optimaler Phasenbeziehung der Austreibungsbeginn in einer Drucksenke (negative Welle) erfolgt. BOSTROEM u. Mitarb. fanden durch Verschiebung der Phasenbeziehungen bei allerdings großer Amplitude der Gegenpulsation Änderungen der Herzarbeit um etwa ein Drittel. Wir haben zum Vergleich in Abb. 12 auch die Herzarbeit unserer gesunden Versuchspersonen berechnet und in Abhängigkeit vom Quotienten aus Pulsperioden- und arterieller Grundschwingungsdauer dargestellt. Dabei haben wir die Berechnung der Herzarbeit nach zwei verschiedenen Methoden vorgenommen, um sicher zu sein, daß die Grundschwingungsdauer selbst, die bei dem Verfahren von WEZLER u. BÖGER (1939) miteingeht, nicht im Sinne einer automatischen Abhängigkeit wirkt.

Wie die Kurven, die im Prinzipiellen übereinstimmen, zeigen, besteht auch hier hinsichtlich der Herzarbeit kein energetisch ökonomisches Optimum beim ganzzahligen Quotientwert, es kommt vielmehr lediglich wieder der Niveausprung diesseits und jenseits des Wertes 2,0 zum Ausdruck. Immerhin könnte man im Bereich oberhalb von 2,0 infolge des geringeren Störeffektes der Abweichung von der Ganzzahligkeit des Quotienten eine gewisse Entlastung des Herzens postulieren.

Daß die Abstimmung von Pulsperioden- und Grundschwingungsdauer nicht den nach GREGG (1935, 1959) für möglich gehaltenen Effekt auf die myokardiale Versorgung erkennen läßt, dürfte in erster Linie an dem zweifelhaften Wert der angewandten Methoden liegen. Das Eintreten einer echten energetisch-dynamischen Insuffizienz im Sinne von HEGGLIN (1949, 1963) ist extremen Stoffwechselbedingungen zugeordnet, während geringere Verschiebungen im zeitlichen Verhältnis von T-Ende zum II. Herzton sicher auch frequenzabhängig vorkommen. Die T-Höhe im EKG ist, auch wenn sie nur relativ in Bezug auf die R-Zacke gewertet wird, ein recht vieldeutiger Indikator und kann keineswegs nur als ein Spiegel der myokardialen Stoffwechsellage gewertet werden.

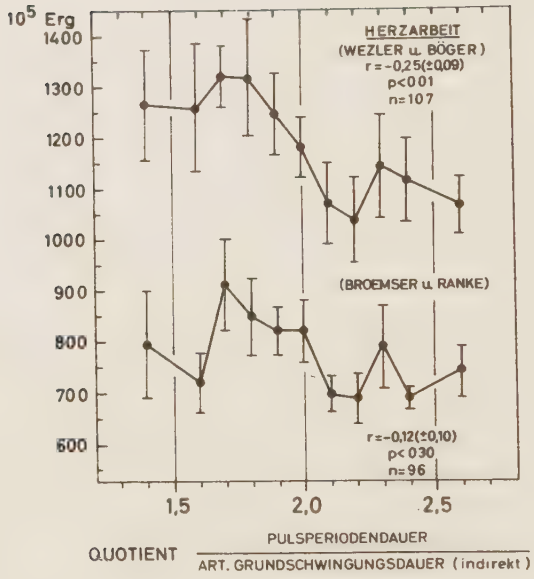


Abb. 12: Das mittlere Verhalten der Herzarbeit (oben berechnet nach WEZLER u. BÖGER 1939, unten als das Produkt aus systolischem Blutdruck und dem nach BROEMSER u. RANKE (RANKE 1949) berechneten Schlagvolumen) in Abhängigkeit von der Größe des Quotienten aus Pulsperioden= dauer und indirekt bestimmter Grundschwingungs= dauer. Die Klammern geben den Bereich der mitt= leren Fehler der Mittelwerte an.

MILLAHN (1962) hat bereits den Versuch gemacht, durch physikalische Kreislaufanalysen einen besonderen Einfluß der ganzzahligen Abstimmung von Herzrhythmus und arterieller Grundschwingung nachzuweisen. Er kam ohne nähere Darstellung der Meßwerte zu keinem positiven Ergebnis: "Es ergab sich keine Korrelation zwischen der Größe der Abweichung vom ganzzahligen Verhältnis 2,0 bzw. 3,0 und den anderen gleichzeitig gemessenen Kreislaufgrößen (V_s, E', W, E'/W)". Unsere Ergebnisse lassen durchaus keine so negative Deutung zu. Zwar fanden auch wir keinen hinreichend sicheren Anhalt dafür, daß eine Optimierung stattfindet, doch konnten wir zeigen, daß die Störwirkungen bei Abweichungen vom ganzzahligen Verhältnis den physikalischen Erwartungen nach unterschiedlich sind, und vor allem auch daß die Amplitude der Grundschwingung im Sinne einer Nutzung oder Unterdrückung sinnvoll reguliert wird.

Es unterliegt keinem Zweifel, daß die angewandten Untersuchungsmethoden zum Nachweis solcher Effekte nicht empfindlich genug sind. Man ist jedoch zu einem Kompromiß gezwungen zwischen der Ungenauigkeit der Untersuchung und einer Störung der Koordination. Das methodische Vorgehen wird zudem erschwert durch die Gefahr von automatischen Korrelationen, da die Grundschwingungsdauer und die Herzfrequenz die grundlegenden Parameter auch der Berechnung bei der physikalischen Kreislaufanalyse darstellen.

VI. ZUSAMMENFASSUNG

Ausgehend von einer Darstellung der heute gültigen Grundlagen für Pulswellenreflexion und Eigenschwingung im arteriellen System wurden die möglichen Wechselwirkungen zwischen Herzrhythmus und arterieller Grundschwingung abgeleitet und insbesondere die Auswirkungen einer ganzzahligen Frequenzabstimmung auf Herz- und Kreislaufdynamik theoretisch geprüft.

Durch Ruheuntersuchungen an 68 gesunden Studenten sowie 30 jugendlichen Hypertonikern mittels unblutiger physikalischer Kreislaufanalysen sowie Messungen der Herzdynamik wurde geprüft, inwieweit der theoretisch erwartete Einfluß des Quotienten aus Herzperiodendauer und arterieller Grundschwingungsdauer beim Menschen nachweisbar ist. Dazu wurde die arterielle Grundschwingungsdauer nicht nur direkt aus den peripheren Pulskurven ausgemessen, sondern auch indirekt als doppelte Pulswellenlaufzeit Herz-Fuß (vom Beginn der Austreibungszeit bis zum Eintreffen der Pulswelle am Fuß) bestimmt.

Die Häufigkeitsverteilung des Quotienten aus Herzperioden- und Grundschwingungsdauer zeigte bei Gesunden die erwartete Bevorzugung des ganzzahligen Wertes 2,0, bei den Hypertonikern war diese Beziehung dagegen deutlich gestört. Dieser Unterschied war bei Bestimmung des Quotienten mit Hilfe der indirekt gemessenen Grundschwingungsdauer stärker ausgeprägt. Das Amplitudenverhalten der dikroten Welle in den Femoralis- und Fußpulskurven sowie die Abhängigkeit vom Dämpfungsfaktor entsprach der Wellentheorie.

Systolischer und diastolischer Blutdruck sowie Blutdruckamplitude und Elastizitätskoeffizient E' zeigten keine sichere Beziehung zum Quotienten aus Pulsperioden- und Grundschwingungsdauer. Dagegen ergab sich für die periphere Dikrotusamplitude sowie schwächer auch für die Austreibungszeit des Herzens ein isoliertes Maximum im Bereich des ganzzahligen Quotientwertes 2. Der periphere Kreislaufwiderstand zeigte beim Überschreiten des

Quotientwertes 2 einen sprunghaft signifikanten Anstieg, wobei der Dämpfungsfaktor signifikant abfiel. Ähnliche Niveausprünge im Bereich des ganzzahligen Quotientwertes fanden sich auch für das Herzschlag- und Minutenvolumen, die Anspannungszeit sowie die Herzarbeit, welche oberhalb von 2 niedriger war als unterhalb.

Während die gefundenen Maxima von Grundschwingungsamplitude und Austreibungszeit für eine ökonomische Kreislaufsituation von Herzrhythmus und arterieller Grundschwingung sprechen, wird die sprunghafte Umstellung verschiedener Meßwerte im Bereich des ganzzahligen Quotienten als Hinweis darauf gewertet, daß die Störwirkung einer nichtganzzahligen Abstimmung möglichst gering gehalten wird. Für eine regulatorische Abstimmung der arteriellen Dynamik im Sinne einer optimalen Koordination spricht auch die Tatsache, daß die Grundschwingungsdauer beim Erwachsenen nicht von der Körpergröße abhängig ist.

VII. LITERATURVERZEICHNIS

AUINGER, W., J.M.GUDIN-HERREO, D.HARTL, F.KAINDL und P.KÜHN: Zur Frequenzabhängigkeit der Austreibungszeit. Z.Kreisl.-Forsch. 54, 227-229 (1965)

BALZAR, E., F.GABL, M.J.HALHUBER, G.HILDEBRANDT u. H.JUNGMANN: Untersuchungen zur Klimaheilkunde in Igls (Tirol) und auf dem Patscherkofel. Z.Angew.Bäder-u.Klimaheilk. 4, 91-125 (1957)

BLEICHERT,A., R.LEZGUS und F.MARTINI: Über die Länge der stehenden Welle in der Armarterie des Menschen. Z.Biol. 105, 141-156 (1953)

BLUMBERGER, Kj.: Die Anspannungszeit und Austreibungszeit beim Menschen. Arch.Kreisl.-Forsch. 6, 203-292 (1940)

BLUMBERGER, Kj.: Die Untersuchung der Dynamik des Herzens beim Menschen. Ergebn.inn.Med. Kinderheilk. 62, 424-531 (1942)

BOSTROEM,B. U.GLEICHMANN, H.KREUZER und F.LOOGEN: Technische Probleme und experimentelle Ergebnisse bei arterieller Gegenpulsation. in: LOOGEN,F., B.BOSTROEM, U.GLEICHMANN u. H.KREUZER: Assistierte Zirkulation. Thieme, Stuttgart 1967

BRAVAIS, A.: Mémoires prés. par div. sav. à l'Acad. Roy. d. Sc. de l'Inst. d. France, Sc. math. et phys. T. IX, Paris, p.255 (1846) Zit. nach WIRTH (1927)

BRECHT, K. u. H.BOUCKE: Neues elektrostatisches Tiefton-Mikrophon und seine Anwendung in der Sphygmographie. Pflügers Arch. ges. Physiol. 256, 43-54 (1952)

BROEMSER, Ph.: Über die optimalen Beziehungen zwischen Herztätigkeit und physikalischen Konstanten des Gefäßsystems. Z.Biol. 96, 1-10 (1935)

Dokumenta GEIGY: Wissenschaftliche Tabellen. Basel 1955 und 1960

FRANK, O.: Die Grundform des arteriellen Pulses. Erste Abhandlung - Mathematische Analyse. Z.Biol. 37, 483-526 (1899)

FRANK, O.: Der Puls in den Arterien. Z.Biol. 46, 441-554 (1905)

FRANK, O.: Schätzung des Schlagvolumens des menschlichen Herzens auf Grund der Wellen- und Windkesseltheorie.
Z.Biol. 90, 404-409 (1930)

v.FREY, M.: Untersuchungen des Pulses.
Springer, Berlin 1892

GADERMANN, E., G.HILDEBRANDT und H.JUNGMANN: Über harmonische Beziehungen zwischen Pulsrhythmus und arterieller Grundschwingung.
Z.Kreisl.-Forsch. 50, 805-814 (1961a)

GADERMANN, E., A.METZNER und H.JUNGMANN: Trainingseffekte am Arterienpuls.
Sportarzt 9, 244-248 (1961b)

GADERMANN, E. und H.JUNGMANN: Klinische Arterienpulsschreibung, Lehrbuch und Atlas der unblutigen Sphygmographie.
Johann Ambrosius Barth, München 1964

GAUER, O.H.: Über Pulswellengeschwindigkeit in Aorte und Beinarterien des Menschen.
Z.Kreisl.-Forsch. 28, 7-16 (1936)

GAUER, O.H.: Kreislauf des Blutes.
in: LANDOIS-ROSEMANN: Lehrbuch der Physiologie des Menschen.
Urban & Schwarzenberg, München-Berlin (1960)

GOLENHOFEN, K. und G.HILDEBRANDT: Die Beziehung des Blutdruckrhythmus zu Atmung und peripherer Durchblutung.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 267, 27-45 (1958)

GOLENHOFEN, K. und G.HILDEBRANDT: Zur relativen Koordination von Atmung und Blutdruckwellen 3. Ordnung.
Z.Biol. 112, 451-458 (1961)

GREGG, D.E.: The Phasic and Minute Coronary Flow.
Amer.J.Physiol. 114, 609-617 (1935)

GREGG, D.E.: Some Problems of the Coronary Circulation.
Verh.dtsch.Ges.Kreisl.-Forsch. 21, 22-38 (1959)

GRIEGER, F.: Das Verhältnis von Pulsperiodendauer zur Dauer der arteriellen Grundschwingung bei der arteriellen Hypertoniekrankheit.
Z.ges.inn.Med. 21, 338-343 (1966)

GRIEGER, F.: Vergleichende Untersuchungen der Veränderungen der Steh-Elektrokardiogramme und der Ruhe-Sphygmogramme der Arteria femoralis bei der arteriellen Hypertoniekrankheit.
Organ der Deutschen Gesellschaft für klinische Medizin 39, 1825-1832 (1968)

HAMILTON, W.F.: An Experimental Study of the Standing Waves in the Pulse Propagated Through the Aorta.
Amer.J.Physiol. 125, 48-59 (1939)

HAUCH, H.J. und K.Th.DANEEL: Vergleichende Bestimmung des Herzminutenvolumens zwischen der direkten FICK'schen Methode und der physikalischen Methode nach BROEMSER-RANKE.
Klin.Wschr. 32, 687-692 (1954)

HEGGLIN, R.: Über die sog. energetisch-dynamische Herzinsuffizienz.
Klin.Wschr. 27, 330-335 (1949)

HEGGLIN, R.: Differentialdiagnose innerer Krankheiten.
Thieme, Stuttgart 1963

HENRYSSON, St., O.W.HASELOFF und H.J.HOFFMANN: Kleines Lehrbuch der Statistik.
Walter de Gruyter & Co., Berlin 1960

HILDEBRANDT, G.: Grundlagen einer angewandten medizinischen Rhythmusforschung.
Heilkunst 71, 117-124 (1958)

HILDEBRANDT, G.: Die rhythmische Funktionsordnung von Puls und Atmung.
Habil.-Schrift, Marburg/Lahn 1958
in: Z.angew.Bäder-u.Klimaheilk. 7, 533-615 (1960)

HILDEBRANDT, G.: Rhythmus und Regulation.
Med.Welt 73-81 (1961)

HILDEBRANDT, G.: Rhythmische Koordination als Ordnungsprinzip biologischer Funktionen.
Umschau in Wiss.u.Techn. 19, 592-596 (1962)

HILDEBRANDT, G.: Störungen der rhythmischen Koordination und ihre balneotherapeutische Beeinflussung.
Z.angew.Bäder-u.Klimaheilk. 10, 402-420 (1963)

HILDEBRANDT, G.: Leistung und Ordnung, Physiologische Gesichtspunkte zur Rehabilitationsforschung.
Med.Welt 17 (NF), 2732-2740 (1966)

HILDEBRANDT, G.: Die Koordination rhythmischer Funktionen beim Menschen.
Verh.dtsch.Ges.inn.Med. 73, 921-941 (1967)

HILDEBRANDT, G. und F.-J.DAUMANN: Die Koordination von Puls und Atemrhythmus bei Arbeit.
Int.Z.angew.Physiol. 21, 27-48 (1965)

HILDEBRANDT, G., H.JUNGMANN und L.STEINKE: Über die Beeinflussung koordinativer Leistungen durch Bäder und Klimakuren. Herzrhythmus und arterielle Grundschwingung.
Z.angew.Bäder-u.Klimaheilk. 6, 126-133 (1959)

HÜRTHLE, K.: Über tonische und pulsatorische Bewegungen der Arterienwand.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 242, 1-29 (1939)

HÜRTHLE, K.: Gestaltung und Wirkung des Arterienpulses.
Arch.Kreisl.-Forsch. 14, 96-154 (1944)

JUNGMANN, H.: Kritisches zur Pulskurvenregistrierung und ihrer Auswertung.
Z.ges.exp.Med. 122, 60-75 (1953)

JUNGMANN, H.: Das Klima in der Therapie innerer Krankheiten.
Johann Ambrosius Barth, München 1962

JUNGMANN, H., W.D.ERDMANN und D.HEYE: Über das Wesen der arteriellen Grundschwingung und ihre Bedeutung für die Haemodynamik.
Arch.Kreisl.-Forsch. 28, 153-171 (1958)

JUNGMANN, H. und H.ROHR: Über die Form des Femoralispulses und ihre Veränderung unter pharmakologischer Beeinflussung.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 258, 47-57 (1953)

KAPAL, E., F.MARTINI und E.WETTERER: Über die Länge der stehenden Welle im arteriellen System des Menschen.
Z.Biol. 104, 256-284 (1961a)

KAPAL, E., F.MARTINI, H.REICHEL und E.WETTERER: Über die Länge der stehenden Welle bei künstlicher Verkürzung des Arteriensystems.
Z.Biol. 104, 429-444 (1951b)

KENNER, Th. und E.WETTERER: Experimentelle Untersuchungen über die Pulsform und Eigenschwingungen zweiteiliger Schlauchmodelle.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 275, 594-613 (1962a)

KENNER ,Th. und E.WETTERER: Zur Theorie der Eigenschwingungen zweiteiliger Schlauchmodelle. Ein Beitrag zur Entstehung der arteriellen Grundschwingung.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 275, 614-627 (1962b)

KLEIN, H. und G.HILDEBRANDT: Tagesrhythmische Untersuchungen der Koordination von Herzrhythmus und arterieller Grundschwingung.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 294, 24 (R) (1967)

KOEPCHEN, H.-P. und K.THURAU: Untersuchungen über Zusammenhänge zwischen Blutdruckwellen und Ateminnervation.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 267, 10-26 (1958)

v.KRIES, J.: Studien zur Pulslehre.
J.C.B.Mohr, Freiburg i.B. 1892

MEINERS, S.: Methoden zur Analyse der Herz- und Kreislaufdynamik.
in: WEBER,A. u. Kj.BLUMBERGER: Kreislaufmessungen
Freiburger Colloquium 1958

MILLAHN, H.P.: Das Verhältnis von Pulsperiodendauer zur Dauer der arteriellen Grundschwingung bei Jugendlichen.
Z.Kreisl.-Forsch. 51, 1155-1159 (1962)

MILLAHN, H.P. und P.ECKERMANN: Das Verhältnis von Pulsperiodendauer zur Dauer der arteriellen Grundschwingung.
Pflügers Arch.ges.Physiol. 289, 96 (R) (1966)

MÜLLER, A.: Physiologie des Coronarkreislaufs.
Cardiologia 40, 62-76 (1962)

PEARSON, K.: Phil. Transact. A. 187 (1895) 1896, S.253 ff.
Zit. nach WIRTH (1927)

PENAZ, J.: Oscillations de la fréquence cardiaque et au tonus vaso-moteur au cours de .tion ralentie et accélérée.
J.Physiol. (Paris) 49, 346 (1957)

PENAZ, J.: Relations chronologiques dans les oscillations circulatories de 2eme ordre chez l'homme.
J.Physiol. (Paris) 50, 443-446 (1958)

RANKE, O.F.: Die Theorie der physikalischen Schlagvolumenbestimmung.
Verh.dtsch.Ges.Kreisl.-Forsch. 15, Anhang 1-15 (1949)

v.RECKLINGHAUSEN, H.: Blutdruckmessung und Kreislauf in den Arterien des Menschen.
Theodor Steinkopff, Dresden und Leipzig 1940

REMINGTON, J.W.: The Physiology of Aorta and Major Arteries.
in: Handbook of Physiology, Section 2, Vol.II, Circulation.

ROTH, O.: Modelle und Tierversuche zur Abstimmung des Gefäßsystems auf die Herztätigkeit.
Z.Biol. 96, 541-547 (1935)

SALINGER, H.: Die rechnerische Auswertung statistischer Beobachtungsergebnisse (Einführung in die Kollektivmaßlehre).
in: BRUGSCH,Th. u. F.H.LEWY: Biologie der Person, erster Band.
Urban & Schwarzenberg, Berlin u. Wien 1926

SCHMITT, F.: Beitrag zur Frage der Reflexionsbedingungen und Existenz stehender Wellen im arteriellen Kreislaufsystem.
Z.Biol. 101, 259-277 (1943)

SIEDEK, H.: Modellversuche zur Abstimmung des Gefäßsystems auf die Herztätigkeit.
Z.Biol. 96, 535-540 (1935)

SINN, W.: Die Elastizität der Arterien und ihre Bedeutung für die Dynamik des arteriellen Systems.
Akad.Wissensch., Math.-Naturwissensch. Kl. 11 (1956)

STAHELIN, R. und A.MÜLLER: Experimentelles zur Herzdynamik. (Über die Messung der Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Pulswelle in den Arterien des Menschen)
Z.exper.Med. 83, 347-385 (1932)

SUTER, F.: Über das Verhalten des Aortenumfangs unter physiologischen und pathologischen Bedingungen.
Naunyn-Schmiedeberg's Arch.exp.Path.Pharmak. 39, 289-332 (1897)

VOLLMER, H.: Über Amplitude und Dämpfung der arteriellen Grundschwingung.
Inaug. Diss. Hamburg 1964

WEBER, E.H.: Annotationes Annatomicae et Physiologicae, Prol.I. 1827, Prol. II. 1828, Lipsiae 1827-1842

WEHN, P.S.: Pulsatory Activity of Peripheral Arteries.
Oslo 1957

WESTPHAL, W.H. Physik (ein Lehrbuch).
Springer, Berlin u. Heidelberg 1947

WETTERER, E.: Die Wirkung der Herztätigkeit auf die Dynamik des Arteriensystems.
Verh.dtsch.Ges.Kreisl.-Forsch. 22, 26-60 (1956)

WEZLER, K.: Der Ruhezustand des Kreislaufs (Ein experimenteller Beitrag zur Theorie des Blutdrucks).
Z.Biol. 98, 438-463 (1938)

WEZLER, K. und A.BÖGER: Die Begrenzung des arteriellen Systems beim Menschen.
Z.Kreisl.-Forsch. 28, 891-408 (1936)

WEZLER, K. und A.BÖGER: Die Dynamik des arteriellen Systems. Der arterielle Blutdruck und seine Komponenten.
Ergebn.Physiol. 41, 292-606 (1939)

WEZLER, K. und K.GREVEN: Über die Entstehung des dikroten (Resonanz-)Pulses.
Z.ges.exp.Med. 105, 540-558 (1939)

WEZLER, K. und R.STANDL: Die normalen Alterskurven der Pulswellengeschwindigkeit in elastischen und muskulären Arterien des Menschen.
Z.Biol. 97, 265-280 (1936)

WIRTH, W.: Spezielle psychophysische Methoden.
in: ABDERHALDEN,E.: Handbuch der biologischen Arbeitsmethoden, Band VI/A
Urban & Schwarzenberg, Berlin/Wien 1927

WORLD MEDICAL ASSOCIATION: World Medical Periodicals 1961

Am Ende dieser Arbeit gilt mein besonderer Dank Herrn Prof. Dr. G. HILDEBRANDT, der mir mit der Überlassung des Themas zugleich die Möglichkeit zu intensiver experimenteller und theoretischer Arbeit gegeben hat. Durch lehrreiche Diskussionen, wertvolle Anregungen und Kritik wurde der Fortgang der Arbeit sehr gefördert.
Herrn Prof. Dr. K. GOLENHOFEN, der freundlicherweise das Correferat übernahm, danke ich für zahlreiche Hinweise und anregende Gespräche.
Herrn Prof. Dr. E. WETTERER und Herrn Priv.Doz. Dr. Th. KENNER vom II. Physiologischen Institut der Universität Erlangen verdanke ich wichtige, klärende Hinweise zu den Problemen der Wellenmechanik und ihrer Bedeutung für die Kreislaufphysiologie.
Frau M.-L. BEHRENS, Frau R. GALLMEIER und Frau M. KIERKLIS waren mir dankenswerterweise bei der Anfertigung der Abbildungen behilflich.

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren Professoren und Dozenten

in Frankfurt am Main:
Allwohn, Czerny, Frick, Giersberg, Greven, Halbsguth, Heinz, Kuhlenlampff, Kummer, Müser, Ortmann, Róka, Rosenstock, Royen, Ried, Schmidt-Neuroth, Schneider, Stark, Wezler, Wieland, Zahn;

in Marburg an der Lahn:
Beckmann, Behrend, Berendes, Braun-Falco, Dittrich, Dölle, Exner, Franke, Gedigk, Hamm, Hartmann, Heuser, Hildebrandt, Hornung, Huber, Jakob, Lang, Linneweh, Löhr, Lübbers, Martini, Marx, Maurath, du Mesnil de Rochemont, Neubauer, Rodeck, Rohen, Saalfeld, Sauer, Schiff, Schleyer, Schmid, F.W.Schmidt, Schölmerich, Schrappe, Schwaiger, Siegert, Siess, Straub, Streicher, Würterle.

L e b e n s l a u f

Am 19.2.1939 wurde ich als Sohn des Arztes Dr. med. Otto Dupont und seiner Ehefrau Lenore, geb. von Lorentz, in Küstrin geboren. Noch in demselben Jahr zogen wir nach Kassel, 1943 nach Gilsa (Kreis Fritzlar-Homberg), 1945 nach Heinebach (Kreis Melsungen) und 1952 nach Rotenburg an der Fulda.

Ich besuchte die Volksschulen in Gilsa und Heinebach, die Gymnasien in Melsungen und Rotenburg, wo ich am 4.3.1960 die Reifeprüfung ablegte.

Zum Sommersemester immatrikulierte ich mich an der Johann-Wolfgang-Goethe-Universität in Frankfurt am Main. Am 14.3.1961 bestand ich dort das Vorphysikum und am 20.9.1962 das Physikum. Die sechs klinischen Semester verbrachte ich an der Philipps-Universität in Marburg an der Lahn, wo ich am 17.2.1966 das medizinische Staatsexamen bestand.

Danach heiratete ich die damalige Medizinalassistentin Heinke Feller aus Frankfurt. Inzwischen haben wir einen Sohn und eine Tochter.

Als Medizinalassistent arbeitete ich am Institut für Arbeitsphysiologie und Rehabilitationsforschung der Universität Marburg sowie auf der chirurgischen, inneren und gynäkologisch-geburtshilflichen Abteilung des Krankenhauses Bruchsal.

Nach meiner Approbation am 4.6.1968 habe ich mehrere praktische Ärzte vertreten. Seit dem 1.10.1968 arbeite ich als Verwalter einer wissenschaftlichen Assistentenstelle an der Medizinischen Univ.-Poliklinik in Marburg.